



UNIVERSIDAD DE A CORUÑA
DEPARTAMENTO DE MEDICINA

**DESARROLLO DE MODELOS MATEMÁTICOS POR
BIOIMPEDANCIA PARA ESTIMACIÓN DE LA MASA
LIBRE DE GRASA EN SOBREPESO Y OBESIDAD EN
INDIVIDUOS ADULTOS DE LA POBLACIÓN ESPAÑOLA**

Directores:

Dr. Diego Bellido Guerrero

Dr. Fernando Cordido Carballido

Doctorando:

José Carreira Arias

UNIVERSIDAD DE A CORUÑA
DEPARTAMENTO DE MEDICINA

Don Diego Bellido Guerrero, Profesor Asociado de Universidad, Universidad de A Coruña, y **Don Fernando Cordido Carballido**, Catedrático de Escuela Universitaria, Universidad de A Coruña, como Directores,

CERTIFICAN:

Que el trabajo titulado: **“Desarrollo de modelos matemáticos por bioimpedancia para estimación de la masa libre de grasa en sobrepeso y obesidad en individuos adultos de la población española”**, realizado por D. José Carreira Arias, ha sido llevado a cabo bajo nuestra dirección conjunta y se encuentra en condiciones de ser leído y defendido como Tesis Doctoral ante el Tribunal correspondiente en la Universidad de A Coruña, lo que firmamos para los efectos oportunos en

A Coruña, 28 de julio de 2008

Dr. Diego Bellido Guerrero

Dr. Fernando Cordido Carballido

*a mi querida esposa Ángeles y
a nuestro querido hijo Nacho*

AGRADECIMIENTOS.

Mi primer agradecimiento es para mi esposa Ángeles y nuestro hijo Ignacio, por las múltiples horas que dediqué al desarrollo y composición final de esta tesis doctoral, al igual que el resto de facetas de mi vida, sin su apoyo continuo y su comprensión no hubiera sido posible la consecución final de este trabajo.

En la parte académica, y de forma primordial en la personal, quiero mencionar especialmente el incansable apoyo del Dr. Diego Bellido Guerrero, director de esta tesis doctoral, a mi agradecimiento por permitirme colaborar en diversos trabajos tanto en el pasado, como en el momento actual, se añade ahora su continua confianza en mí para que este proyecto pudiese llegar al final, las facilidades que me ha proporcionado su magisterio y extraordinaria capacidad de trabajo, la dedicación permanente para resolver mis dudas, su incansable asesoramiento sobre los diversos aspectos del proyecto y su desarrollo, con sus directrices y correcciones, todo esto ha supuesto para mí un aprendizaje continuo y un estímulo constante en la elaboración y finalización de la presente tesis doctoral, quiero aprovechar esta ocasión para expresarle mi agradecimiento por distinguirme con su amistad a lo largo de estos años.

Muchas gracias Diego.

Mi agradecimiento al Dr. Fernando Cordido Carballido, codirector de esta tesis y tutor de mi programa de doctoramiento, por su paciencia y su continuo estímulo para finalizar este trabajo, y por su disponibilidad para hacerme un hueco en las diversas ocasiones en que necesité de sus indicaciones.

Parte de los estudios que se presentan en esta tesis han sido financiados por FIS del Instituto de Salud Carlos III PI 051024 y PI 070413. Xunta de Galicia PGIDT05PXIC91605PN, Redes 2006/27 y PS07/12.

INDICE

Índice de capítulos

I. INTRODUCCIÓN.....	1
1. MÉTODOS DE ANÁLISIS DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL.....	3
1.1. Introducción.....	3
1.2. Concepto de análisis de composición corporal.....	6
1.3. Niveles y compartimentos corporales.....	9
1.3.1. Modelo de dos compartimentos.....	9
1.3.2. Modelo de tres compartimentos.....	10
1.3.3. Modelo de cuatro compartimentos.....	11
1.3.4. Modelo multicompartmental.....	12
1.4. Modelos matemáticos de composición corporal.....	17
1.5. Metodología del análisis de la composición corporal.....	19
1.5.1. Conceptos sobre relaciones entre compartimentos corporales.....	19
1.5.2. Modelo general de análisis de composición corporal.....	20
1.6. Modelos multicompartmentales de análisis de la composición corporal.....	26
1.6.1. Nivel atómico.....	26
1.6.1.1. Análisis por activación de neutrones.....	26
1.6.1.2. Potasio corporal total.....	30
1.6.2. Nivel molecular.....	31
1.6.2.1. Métodos dilucionales.....	34
1.6.2.2. Hidrodensitometría.....	38
1.6.2.3. Pletismografía por desplazamiento de aire.....	41
1.6.3. Nivel celular.....	43
1.6.4. Nivel tisular.....	45
1.6.5. Nivel corporal total.....	47
1.7. Impedancia bioeléctrica.....	50
1.7.1. Bases físicas.....	50
1.7.2. Clasificación de los métodos de BIA.....	55
1.7.2.1. Según el modelo físico.....	56
A. Modelo monofrecuencia en serie.....	56
B. Modelo monofrecuencia en paralelo.....	57
C. Modelo multifrecuencia en serie.....	58
D. Modelo multifrecuencia en paralelo.....	58
E. Modelo Cole-Cole multifrecuencia en paralelo.....	58
1.7.2.2. Según la posición de los electrodos.....	60
A. BIA distal.....	60
B. BIA proximal.....	62
C. BIA segmentario.....	64
1.7.2.3. Según los métodos de medida de la impedancia.....	67

Índice de capítulos

A. BIA monofrecuencia.	67
B. BIA multifrecuencia.	68
C. BIA espectroscópico.	69
1.7.2.4. Según la interpretación del valor de la impedancia.	71
A. BIA convencional.	71
B. BIA vectorial.	71
1.7.3. Condiciones previas a la realización del BIA.	73
1.7.4. Desarrollo de ecuaciones predictivas en el BIA.	74
1.7.5. Consideraciones sobre el empleo del BIA en clínica.	77
1.8. Conductividad eléctrica corporal total.	78
1.9. Absorciometría.	80
1.9.1. Generalidades.	80
1.9.2. Bases físicas.	81
1.9.3. Técnica de análisis de la composición corporal.	85
1.9.4. El DEXA en composición corporal.	89
1.9.5. Consideraciones sobre el DEXA.	93
1.10. Métodos antropométricos.	97
1.10.1. Peso corporal.	98
1.10.2. Índices ponderales.	98
1.10.3. Pliegues cutáneos.	100
1.10.4. Circunferencias corporales.	106
1.10.4.1. Circunferencia braquial.	106
1.10.4.2. Índice cintura/cadera.	108
1.10.4.3. Circunferencia de cintura.	108
1.10.5. Diámetro sagital.	109
1.10.6. Consideraciones sobre los métodos antropométricos.	111
1.11. Técnicas de imagen en composición corporal.	113
1.11.1. Tomografía axial computarizada.	113
1.11.2. Resonancia magnética nuclear.	117
1.11.3. Ecografía.	119
2. EXPLORACIÓN DEL PACIENTE OBESO: ESTIMACIÓN DE LA GRASA CORPORAL Y DE SU DISTRIBUCIÓN REGIONAL.	121
2.1. Introducción.	121
2.2. Exploración general del paciente obeso. Estimación de la grasa corporal total. ...	123
2.2.1. Antropometría.	124
2.2.1.1. Peso y talla.	124
2.2.1.2. Índices ponderales.	125

Índice de capítulos

2.2.1.3. Pliegues cutáneos.	131
2.2.1.4. Circunferencias y perímetros.	133
2.2.2. Impedancia bioeléctrica.	135
2.2.3. Absorciometría de rayos X de doble fotón (DEXA).	142
2.3. Exploración de la distribución de la grasa corporal en el paciente obeso.	146
2.3.1. Antropometría.	149
2.3.1.1. Índice cintura/cadera.	149
2.3.1.2. Índice cintura/muslo.	151
2.3.1.3. Diámetro sagital.	152
2.3.1.4. Circunferencia de cintura.	153
2.3.1.5. Índice cintura/altura.	158
2.3.2. Técnicas de imagen.	160
2.3.2.1. Tomografía axial computarizada.	160
2.3.2.2. Resonancia Magnética Nuclear.	163
2.3.2.3. Ecografía.	164
2.3.2.4. Absorciometría de doble fotón (DEXA).	164
2.4. Resumen y conclusiones.	166
3. DESARROLLO DE ECUACIONES PREDICTIVAS PARA EL CÁLCULO DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL POR IMPEDANCIOMETRÍA.	168
3.1. Introducción.	168
3.2. Impedancia bioeléctrica y composición corporal.	169
3.3. Consideraciones metodológicas.	170
3.4. Métodos estadísticos.	172
3.5. Propiedades de las variables.	173
3.5.1. Linealidad.	173
3.5.2. Homocedasticidad.	174
3.5.3. Normalidad.	174
3.5.4. Ausencia de colinealidad.	175
3.5.5. Valores extremos o atípicos.	176
3.6. Validez del modelo.	177
3.7. Elección del modelo.	179
3.8. Validación de las ecuaciones.	181
4. MODELOS MATEMATICOS BASADOS EN IMPEDANCIOMETRÍA.	190
II. OBJETIVOS.	197
III. PACIENTES Y MÉTODOS.	201
1. Muestra de pacientes.	203

Índice de capítulos

2. Antropometría.....	203
3. Análisis por impedancia bioeléctrica.	204
4. Análisis de composición corporal por DEXA.....	205
5. Métodos estadísticos.....	206
6. Desarrollo de ecuaciones predictivas para estimación de MLG.	208
IV. RESULTADOS.	209
1. Análisis descriptivo de las variables.....	211
1.1. Muestra global de pacientes.	211
1.2. Diferencias entre ambos equipos de BIA.....	220
2. Desarrollo de los modelos estimativos para MLG.	222
2.1. Muestra de pacientes para el desarrollo de los modelos.	222
2.2. Desarrollo de la ecuación de regresión para TANITA.....	223
2.3. Desarrollo de la ecuación de regresión para BIOSCAN.	227
3. Validación de las ecuaciones de regresión.	232
3.1. Muestra de pacientes para validación de los modelos.	232
3.2. Validación de la ecuación para TANITA.....	233
3.3. Validación de la ecuación para BIOSCAN.	235
4. Evaluación de ecuaciones publicadas en la literatura.....	238
5. Valoración de los parámetros de composición corporal suministrados por TANITA. ...	303
6. Valoración de la MG estimada por los modelos para BIOSCAN y TANITA.	306
V. DISCUSIÓN.	309
1. Introducción.	311
2. Modelos matemáticos por BIA.	314
2.1. Especificidad de los modelos matemáticos para BIA.	316
2.2. El DEXA como técnica de referencia.....	318
2.3. Modelos matemáticos estimativos para MLG y MG.	319
3. Aplicación de ecuaciones para BIA desarrolladas en otras poblaciones.....	322
4. Limitaciones del estudio.	329
VI. CONCLUSIONES.....	331
VII. BIBLIOGRAFÍA.....	335

Índice de figuras

Figura 1. Niveles y compartimentos en el análisis de composición corporal.....	13
Figura 2. Evolución de las técnicas y modelos de composición corporal.....	16
Figura 3. Modelos de estimación de composición corporal por BIA.	34
Figura 4. Esquema de la pletismografía por desplazamiento de aire.	42
Figura 5. Base física de la impedancia bioeléctrica.....	51
Figura 6. Trayectos de la corriente eléctrica según su frecuencia.	53
Figura 7. Relaciones geométricas de los componentes de la impedancia.	54
Figura 8. Esquema de la impedancia bioeléctrica tetrapolar convencional.....	61
Figura 9. Técnica de realización de impedancia bioeléctrica convencional.....	62
Figura 10. Comportamiento eléctrico del organismo en el análisis por bioimpedancia....	63
Figura 11. Impedancia bioeléctrica tetrapolar tipo TBF.	65
Figura 12. Técnica de realización de bioimpedancia tipo TBF.	65
Figura 13. Equipos de BIA monofrecuencia tipo TANITA.	67
Figura 14. Equipo BIA multifrecuencia modelo BIOSCAN.	68
Figura 15. Equipo BIA multifrecuencia modelo TANITA.	69
Figura 16. Base física del DEXA.	83
Figura 17. Ecuaciones tipo de DEXA.	84
Figura 18. Equipo de DEXA.	85
Figura 19. Esquema de realización de una exploración con DEXA.....	86
Figura 20. Energías empleadas por los diferentes equipos de DEXA.....	87
Figura 21. Imágenes proporcionadas por el software del DEXA tipo Lunar.....	88
Figura 22. Informe de exploración de cuerpo entero realizado con DEXA tipo Lunar.	89
Figura 23. Modelos de composición corporal por BIA y DEXA.....	91
Figura 24. Modelo de composición corporal según DEXA y coeficientes de atenuación...	92
Figura 25. Pliegues corporales y técnicas de medición.....	102
Figura 26. Técnica de medición del diámetro sagital.	110
Figura 27. Tomografía computarizada y determinación de grasa abdominal.....	116
Figura 28. Comparación entre grados de obesidad.	137
Figura 30. Técnicas de estimación de la distribución de la grasa.	148
Figura 31. Nivel de medición del perímetro de cintura.....	156
Figura 32. Esquema de un corte de TC a nivel de L4 y de la distribución de la grasa...	161
Figura 33. Estimación de grasa abdominal por DEXA.	165
Figura 34. Ejemplo de gráfico según método de Bland-Altman.	183
Figura 35. Distribución por sexos en la muestra global.....	203
Figura 36. Determinación de impedancia por BIOSCAN.	204
Figura 37. Determinación de impedancia por TANITA.....	205
Figura 38. Equipo DEXA para análisis de composición corporal.	206
Figura 39. Distribución de la edad según sexo.	212
Figura 40. Distribución de la talla según sexo.	212

Índice de figuras

Figura 41. Distribución del peso según sexo.	213
Figura 42. Distribución del IMC según sexo.	213
Figura 43. Distribución de la impedancia por TANITA según sexo.	214
Figura 44. Distribución de la impedancia por BIOSCAN según sexo.	214
Figura 45. Distribución de la MG por DEXA según sexo.	215
Figura 46. Distribución de la MLG no ósea por DEXA según sexo.	215
Figura 47. Distribución de la masa ósea por DEXA según sexo.	216
Figura 48. Distribución del porcentaje de MG por DEXA según sexo.	216
Figura 49. Distribución de la muestra global de pacientes según nivel de obesidad y sexo.	217
Figura 50. Valores de MG según nivel de obesidad y sexo.	217
Figura 51. Porcentaje de MG según nivel de obesidad y sexo.	218
Figura 52. Porcentaje de MG por peso antropométrico y MG por DEXA, según nivel de obesidad y sexo.	219
Figura 53. Valores de MLG no ósea según nivel de obesidad y sexo.	220
Figura 54. Valores de masa ósea según nivel de obesidad y sexo.	220
Figura 55. Distribución de valores de impedancia por ambos equipos de BIA.....	221
Figura 56. Distribución de los pacientes por sexos en la muestra de desarrollo.	222
Figura 57. Análisis gráfico de ajuste a la normalidad para los residuales del modelo TANITA.	224
Figura 58. Distribución tipificada de los residuales frente a los valores pronosticados de MLG por el modelo TANITA.....	225
Figura 59. Gráfico de regresión de los valores de MLG estimados por el modelo TANITA frente a los valores de referencia por DEXA.	225
Figura 60. Análisis de Bland-Altman para el modelo TANITA.	226
Figura 61. Análisis gráfico de ajuste a la normalidad para los residuales del modelo BIOSCAN.....	229
Figura 62. Distribución tipificada de los residuales frente a los valores de MLG pronosticados por el modelo BIOSCAN.	229
Figura 63. Gráfico de regresión de los valores de MLG estimados por el modelo BIOSCAN frente a los valores de referencia por DEXA.	230
Figura 64. Análisis de Bland-Altman para el modelo BIOSCAN.....	230
Figura 65. Distribución de los pacientes por sexos en la muestra de validación.	232
Figura 66. Análisis de Bland-Altman para las diferencias entre la MLG estimada por el modelo para TANITA y DEXA	234
Figura 67. Gráfico de regresiones de MLG estimada por el modelo para TANITA y DEXA en las muestras de desarrollo y validación.	235
Figura 68. Análisis de Bland-Altman para las diferencias entre la MLG estimada por el modelo para BIOSCAN y DEXA.	236

Índice de figuras

Figura 69. Gráfico de regresiones de MLG estimada por el modelo para BIOSCAN y DEXA en las muestras de desarrollo y validación.	237
Figura 70. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Segal y cols. en mujeres.....	240
Figura 71. Análisis Bland-Altman para la ecuación de BIOSCAN global en mujeres.	241
Figura 72. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Segal y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.	242
Figura 73. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Jakicic y cols. (con IR) en mujeres.....	243
Figura 74. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Jakicic y cols. (con IR) y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.	244
Figura 75. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Jakicic y cols. (con R) en mujeres.....	245
Figura 76. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Jakicic y cols. (con R) y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.	246
Figura 77. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Gray y cols. para obesas en mujeres.....	247
Figura 78. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Gray y cols. para obesas y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.	247
Figura 79. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Sun y cols. en mujeres.	248
Figura 80. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Sun y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.	249
Figura 81. Análisis de Bland-Altman para la ecuación A de Deurenberg y cols.....	250
Figura 82. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Deurenberg y cols. (A) y BIOSCAN frente a DEXA.....	250
Figura 83. Análisis Bland-Altman para la ecuación B de Deurenberg y cols.	251
Figura 84. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones B de Deurenberg y cols. y BIOSCAN frente a DEXA.....	252
Figura 85. Análisis de Bland-Altman para la ecuación C de Deurenberg y cols.....	253
Figura 86. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones C de Deurenberg y cols. y BIOSCAN frente a DEXA.....	253
Figura 87. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Kyle y cols.....	254
Figura 88. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Kyle y cols. y BIOSCAN frente a DEXA.....	255
Figura 89. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Segal y cols. en varones.	256
Figura 90. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de BIOSCAN global en varones.	256
Figura 91. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Segal y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.	257
Figura 92. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Sun y cols. en varones.	258
Figura 93. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Sun y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.	259

Índice de figuras

Figura 94. Análisis Bland-Altman para la ecuación de Deurenberg y cols. en varones. .260	
Figura 95. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Deurenberg y cols. y BIOSCAN global en varones.....260	
Figura 96. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Deurenberg y cols. en mujeres.261	
Figura 97. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Deurenberg y cols. y BIOSCAN global en mujeres.262	
Figura 98. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Gray y cols. en varones.....262	
Figura 99. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Gray y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.263	
Figura 100. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Gray y cols. para no obesas en mujeres.264	
Figura 101. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Gray y cols. para no obesas y BIOSCAN global en mujeres.....265	
Figura 102. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Lukaski y cols. en varones. .265	
Figura 103. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Lukaski y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.....266	
Figura 104. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Lukaski y cols. en mujeres. .267	
Figura 105. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Lukaski y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.267	
Figura 106. Análisis de Bland-Altman para la ecuación A de Heitmann en varones.268	
Figura 107. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones A de Heitmann y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.269	
Figura 108. Análisis de Bland-Altman para la ecuación A de Heitmann en mujeres.....270	
Figura 109. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones A de Heitmann y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.....270	
Figura 110. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Guo y cols. en mujeres.....271	
Figura 111. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Guo y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.....271	
Figura 112. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Guo y cols. en varones.272	
Figura 113. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Guo y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.272	
Figura 114. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Kotler y cols. en mujeres. ...273	
Figura 115. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Kotler y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.274	
Figura 116. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Kotler y cols. en varones. ...274	
Figura 117. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Kotler y cols. y BIOSCAN global en varones frente a DEXA.275	
Figura 118. Análisis de Bland-Altman para la ecuación B de Heitmann en mujeres.....276	

Índice de figuras

Figura 119. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones B de Heitmann y BIOSCAN global en mujeres frente a DEXA.	276
Figura 120. Análisis de Bland-Altman para la ecuación B de Heitmann en varones.	277
Figura 121. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones B de Heitmann y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.	277
Figura 122. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Wang y cols. en mujeres....	278
Figura 123. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Wang. y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.	279
Figura 124. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Wang y cols. en varones. ...	280
Figura 125. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Wang y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.	280
Figura 126. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Lohman en mujeres.	281
Figura 127. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Lohman y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.	282
Figura 128. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Lohman en varones.....	283
Figura 129. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Lohman y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.	283
Figura 130. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Van Loan y cols.	284
Figura 131. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Van Loan y cols. y BIOSCAN frente a DEXA.	284
Figura 132. Análisis de Bland-Altman para la ecuación empleada por Hodgdon y cols. en mujeres.....	285
Figura 133. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones empleada por Hodgdon y Bioscan global en mujeres.	286
Figura 134. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Hendel y cols. en mujeres. .	286
Figura 135. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Hendel y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.	287
Figura 136. Diferencias en la estimación de MLG por BIA entre los modelos globales. .	293
Figura 137. Diferencias en la estimación de MLG por BIA entre los modelos para mujeres.	293
Figura 138. Diferencias en la estimación de MLG por BIA entre los modelos para varones.	294
Figura 139. Análisis de Bland-Altman para la ecuación incluida en el equipo TANITA. .	303
Figura 140. Gráfico de regresión para la MLG estimada por la ecuación incluida en TANITA y la desarrollada en la muestra de pacientes.....	304
Figura 141. Análisis de Bland-Altman para la MG estimada por la ecuación incluida en el equipo TANITA.	305
Figura 142. Análisis de Bland-Altman para la MG estimada por las ecuaciones de TANITA y BIOSCAN.	306

Índice de figuras

Figura 143. Gráficos de regresión para la MG estimada por las ecuaciones de TANITA y BIOSCAN.....	307
---	-----

Índice de tablas

Tabla 1. Modelos matemáticos de composición corporal.	17
Tabla 2. Relaciones entre compartimentos corporales.	20
Tabla 3. Métodos de análisis de composición corporal	24
Tabla 4. Modelos de análisis de composición corporal.....	25
Tabla 5. Métodos de análisis de la composición corporal mediante bioimpedancia.	60
Tabla 6. Clasificación de la obesidad según IMC en Kg/m ²	131
Tabla 7. Estimación de la MG por perímetros	134
Tabla 8. Ecuaciones predictivas para MLG en población española (Bellido-Carreira 2001).	139
Tabla 9. Valores de perímetro de cintura establecidos en diferentes consensos sobre obesidad.	157
Tabla 10. Niveles de riesgo según perímetro de cintura.....	157
Tabla 11. Ecuaciones antropométricas predictivas de área grasa abdominal.	163
Tabla 12. Variables predictoras empedadas con frecuencia en la literatura.....	172
Tabla 13. Ecuaciones para estimación de MLG.	188
Tabla 14. Ecuaciones de composición corporal basadas en BIA.....	193
Tabla 15. Ecuaciones de composición corporal basadas en BIA.....	195
Tabla 16. Características físicas de la muestra global de pacientes.....	211
Tabla 17. Características físicas de los pacientes en la muestra para desarrollo de los modelos.	222
Tabla 18. Correlaciones entre variables para la ecuación de TANITA.	223
Tabla 19. Coeficientes de regresión para las variables incluidas en el modelo TANITA.	223
Tabla 20. Análisis de la varianza de regresión para el modelo TANITA.	223
Tabla 21. Coeficientes de regresión obtenidos en el modelo para TANITA.	224
Tabla 22. Análisis descriptivo de las diferencias entre los valores de MLG estimados por TANITA y los valores de referencia por DEXA.	226
Tabla 23. Correlaciones entre las variables para la ecuación de BIOSCAN.	227
Tabla 24. Coeficientes de regresión para las variables incluidas en el modelo BIOSCAN.	227
Tabla 25. Análisis de la varianza de regresión para el modelo BIOSCAN.....	228
Tabla 26. Coeficientes de regresión obtenidos en el modelo para BIOSCAN.....	228
Tabla 27. Análisis descriptivo de las diferencias entre los valores de MLG estimados por BIOSCAN y los valores de referencia por DEXA.....	231
Tabla 28. Características físicas de los pacientes en la muestra para validación de los modelos.	232
Tabla 29. Análisis descriptivo de las diferencias entre los valores de MLG estimados por la ecuación para TANITA y DEXA.	233
Tabla 30. Análisis descriptivo de las diferencias entre los valores de MLG estimados por la ecuación para BIOSCAN y DEXA.....	235

Índice de tablas

Tabla 31. Valores de MLG estimados por los modelos globales para BIA.	288
Tabla 32. Valores de MLG estimados por los modelos para BIA en mujeres.	288
Tabla 33. Valores de MLG estimados por los modelos para BIA en varones.	289
Tabla 34. Comparación de los modelos no específicos para BIA con el modelo para BIOSCAN.	290
Tabla 35. Comparación de los modelos específicos para BIA en mujeres con el modelo global de BIOSCAN.	291
Tabla 36. Comparación de los modelos específicos para BIA en varones con el modelo global para BIOSCAN.	292
Tabla 37. Errores de estimación en la MLG, coeficientes de correlación intraclase y errores técnicos de los modelos globales frente a DEXA.	295
Tabla 38. Errores de estimación en la MLG, coeficientes de correlación intraclase y errores técnicos de los modelos para mujeres frente a DEXA.	296
Tabla 39. Errores de estimación en la MLG, coeficientes de correlación intraclase y errores técnicos de los modelos para varones frente a DEXA.	297
Tabla 40. Comparación de los modelos no específicos para BIA con DEXA.	298
Tabla 41. Comparación de los modelos específicos para BIA y BIOSCAN global en mujeres con DEXA.	299
Tabla 42. Comparación de los modelos específicos para BIA y BIOSCAN global en varones con DEXA.	300
Tabla 43. Análisis mediante regresión por mínimos productos ordinarios de los modelos globales frente a DEXA.	301
Tabla 44. Análisis mediante regresión por mínimos productos ordinarios de los modelos para mujeres frente a DEXA.	301
Tabla 45. Análisis mediante regresión por mínimos productos ordinarios de los modelos para varones frente a DEXA.	302

Índice de fórmulas

Fórmula 1. Modelo matemático general de composición corporal.	21
Fórmula 2. Densidad corporal por hidrodensitometría.	39
Fórmula 3. Porcentaje de MG a partir de la densidad corporal según Siri.....	39
Fórmula 4. Porcentaje de MG a partir de la densidad corporal según Brozek y cols.	40
Fórmula 5. Fórmula general para la impedancia de un conductor.....	50
Fórmula 6. Volumen de un conductor a partir de la impedancia.	51
Fórmula 7. Componentes eléctricos de la impedancia.....	53
Fórmula 8. Intensidad de radiación detectada tras atravesar un material.....	81
Fórmula 9. Masa de un material obtenida por la medición de la radiación detectada tras su paso.	82
Fórmula 10. Densidad corporal a partir de los pliegues corporales según Durnin y Womersley.....	103
Fórmula 11. Área adiposa del brazo.	104
Fórmula 12. Área muscular del brazo.	104
Fórmula 13. Área muscular del brazo en varones.	107
Fórmula 14. Área muscular del brazo en mujeres.....	107
Fórmula 15. Índice Cp de Mallows.....	180
Fórmula 16. Error puro del modelo estimativo.	182
Fórmula 17. Coeficiente de correlación intraclase	187
Fórmula 18. Modelo matemático para estimación de MLG para equipo TANITA.	231
Fórmula 19. Modelo matemático para estimación de MLG por equipo BIOSCAN.....	231

Lista de abreviaturas

AAN: Análisis de activación de neutrones	PB: Pliegue bicipital
ACT: Agua corporal total	PdA: Pletismografía por desplazamiento de aire
AEC: Agua extracelular	PCT: Potasio corporal total
AIC: Agua intracelular	PET: Tomografía por emisión de positrones
BIA: Análisis por impedancia bioeléctrica	PS: Pliegue subescapular
CC: Circunferencia de cintura	PT: Pliegue tricipital
CCI: Coeficiente de correlación intraclase	RMN: Resonancia magnética nuclear
CSE: Compuestos sólidos extracelulares	SEEDO: Sociedad Española para el Estudio de la Obesidad
CV: Coeficiente de variación	TC: Tomografía computarizada
DE: Desviación estándar	
DEXA: Absorciometría de doble energía por rayos X	
DPA: Absorciometría de doble fotón	
DS: Diámetro sagital	
EEE: Error estándar de estimación	
EP: Error puro	
ET: Error técnico	
GCT: Grasa corporal total	
HD: Hidrodensitometría o densitometría hidrostática	
IBECS: Índice Bibliográfico Español en Ciencias de la Salud	
ICC: Índice cintura/cadera	
IMC: Índice de masa corporal	
IME: Índice Médico Español	
IMG: Índice de masa grasa	
IMLG: Índice de masa libre de grasa	
IR: Índice de resistencia (índice de impedancia)	
LEC: Líquido extracelular	
LIC: Líquido intracelular	
LILACS: Literatura Latinoamericana y del Caribe en Ciencias de la Salud	
MCC: Masa celular corporal	
MG: Masa grasa	
MLG: Masa libre de grasa	
MO: Masa ósea	
MPO: Mínimos productos ordinarios	
OMS: Organización Mundial de la Salud	
PA: Pliegue abdominal	

I. INTRODUCCIÓN

1. MÉTODOS DE ANÁLISIS DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL.

1.1. Introducción.

La situación nutricional de una persona está ligada directamente con la composición corporal y con el estado de salud, y va a repercutir de una forma significativa en la capacidad de respuesta del organismo ante condiciones patológicas agudas como por ejemplo la cirugía ó procesos que requieran ingreso en unidades de cuidados intensivos. Por ello, y debido a que los requerimientos energéticos y proteicos de cada individuo se ven influenciados por circunstancias como el ejercicio físico, metabolismo, temperatura ambiental, etc., se precisan técnicas que nos permitan valorar el capital nutritivo y determinar la composición corporal del enfermo y, en caso de existir anomalías, realizar el tratamiento nutricional más adecuado encaminado a reponer deficiencias, tratar el exceso de peso ligado a la obesidad, etc., actuando de forma positiva en el curso de procesos patológicos que impliquen hipercatabolismo o que conlleven la adquisición de factores de riesgo, y que conducen a un aumento de la morbimortalidad.

Los parámetros antropométricos son sencillos de obtener en la clínica diaria y nos dan una idea bastante aproximada de la composición corporal en el adulto sano, pero pueden ser de difícil interpretación en situaciones patológicas; por ejemplo, en el caso del sobrepeso, la valoración aislada del índice de masa corporal (IMC), que expresa la relación entre el peso en kilogramos y la talla en metros al cuadrado, no aporta información precisa acerca de la proporción de grasa corporal de un sujeto determinado, ya que un atleta podría tener un IMC elevado y sería a expensas de su masa no grasa.

Existen modificaciones específicas en el organismo condicionadas por factores inherentes al ser humano y su desarrollo evolutivo, como el sexo, raza, crecimiento y desarrollo, alteraciones hormonales, envejecimiento, ejercicio físico, etc.(1-14), y que se pusieron de manifiesto en el estudio Fels(15) y en el NHANES III(16), lo que va a determinar diferencias entre grupos poblacionales. El crecimiento, maduración y envejecimiento de un

organismo condiciona amplias variaciones entre un individuo y otro, que pueden oscilar entre el 6 y el 60%, y aún en el mismo individuo pueden existir variaciones importantes en su ciclo vital, considerándose el compartimento graso el más variable de la composición corporal, tanto en lo que respecta a la cantidad total como a su distribución en el organismo, existiendo, en este último caso, una marcada influencia del sexo(17); dentro de los factores mencionados anteriormente, el crecimiento y desarrollo supone un proceso complejo donde interaccionan factores citados como sexo, raza, cambios hormonales e influencias genéticas, con otros factores presentes también en el organismo adulto como ingesta calórica, actividad física y otros factores endocrinos, lo que implica que el individuo en crecimiento no pueda considerarse un adulto de menor tamaño en cuanto al estudio de la composición corporal y, por ello, supone una parcela delimitada dentro de la metodología del análisis de la composición corporal(18).

Análogamente, el envejecimiento implica cambios en la composición corporal, que conducen, por ejemplo, a una reducción en la masa muscular esquelética evidenciado por una disminución en el contenido de potasio corporal, y un incremento en proporción de tejido adiposo visceral, estos cambios se asocian a deterioro de la capacidad física general y a la aparición de factores de riesgo metabólicos, en ausencia de modificaciones ostensibles en el IMC; por lo que los datos de composición corporal en el anciano permiten evaluar el impacto de las recomendaciones de disminución de peso y programas de actividad física en las últimas etapas de la vida(19)

Las diferencias en la composición corporal causadas por el sexo del individuo se ponen de manifiesto de forma evidente en la etapa puberal y en la adolescencia con la aceleración del crecimiento y la maduración sexual, estas diferencias afectan principalmente a la masa total del compartimento mineral esquelético y al compartimento libre de grasa, debido a un esqueleto de extremidades y masa muscular más elevados en

los varones; estas diferencias se mantienen en las diversas etnias, aunque la magnitud de las diferencias es más acusada entre los adolescentes de raza negra, como se ha observado aplicando técnicas multicompartimentales de análisis de la composición corporal en estudios de población estadounidense(20); otros estudios poblacionales observan de manera general que los hombres poseen valores más elevados de agua corporal total (ACT) y masa libre de grasa (MLG), y en las mujeres son superiores la masa grasa (MG), tanto en valor absoluto como en porcentaje(16).

El grupo étnico del individuo también condiciona diferencias, tanto en la valoración del contenido total de los diversos compartimentos corporales, por ejemplo, los estadounidenses blancos y negros tienen un promedio mayor de contenido libre de grasa que los mejicanos, y los negros tienen un promedio más elevado de densidad mineral ósea y de contenido proteico total que los blancos; como en la distribución del tejido graso subcutáneo troncular estudiada por plicometría, donde los estadounidenses negros tendrían mayor contenido que los blancos(16;20;21); en otro estudio multicéntrico se observó, que, en adultos, cualquier nivel de IMC se correspondía con un porcentaje de MG más elevado en asiáticos que en blancos y en estos más elevado que en afroamericanos, estas diferencias eran más marcadas en mujeres que en varones(22).

El conocimiento de las proporciones de los diversos componentes del organismo en diferentes situaciones clínicas nos informa de su estado físico y metabólico; esto es importante debido a la relación que, por ejemplo, existe entre el aumento de la grasa corporal, sus patrones de distribución, y patologías como hipertensión arterial(23-30), diabetes(29;31-37), trastornos metabólicos que implican el desarrollo de factores de riesgo cardiovascular(38-50), las patologías que conllevan desnutrición y su repercusión en el organismo(51-54); o su relación con parámetros fisiológicos como el gasto cardíaco(55) y función pulmonar(56;57); y las

repercusiones orgánicas que implican el desarrollo de neoplasias malignas(58-66).

Esto fue , en parte, lo que determinó, que se desarrollaran y se continúe investigando y perfeccionando técnicas que permitan aproximarse lo más posible a la composición corporal in vivo, ya que son un complemento fundamental en el diagnóstico y posterior monitorización de tratamientos nutricionales y farmacológicos(14;57;67-86), así como otras áreas de investigación como el estudio de si determinadas características fenotípicas, como la constitución física, longitud de extremidades y masa corporal, están condicionadas por factores intrauterinos(87).

1.2. Concepto de análisis de composición corporal.

El estudio de la composición corporal humana es un campo de la biología que se ocupa de la medición in vivo de los diferentes componentes del organismo y de las relaciones cuantitativas entre ellos, tanto en estado de salud, como de los cambios que se producen a consecuencia de las diversas patologías y los diferentes estados fisiológicos evolutivos; de este modo las áreas de investigación iniciales agrupadas en tres campos, metodología, principios y alteraciones de la composición corporal, han propiciado un campo de gran interés en la literatura biomédica, reflejado en la cantidad de artículos publicados, que, desde los años 1960 del siglo pasado, han seguido una curva exponencial(88).

Como se desprende de lo expuesto en el apartado anterior, el estudio de la composición corporal es un aspecto básico dentro del estudio integral de las personas afectadas de trastornos nutricionales, formando parte indisoluble en la valoración clínica completa, acompañada de las valoraciones antropométricas y analíticas pertinentes, que requiere el abordaje previo y seguimiento de ciertas patologías(89), tanto en las primariamente nutricionales, como de otras patologías crónicas que acabarán repercutiendo en el estado nutricional del enfermo(90-104), así

como en el estudio de la composición corporal durante la práctica deportiva(105-109), los efectos de la dieta sobre el organismo y de procesos fisiológicos como el crecimiento(110-122).

La observación de variaciones en determinados constituyentes del organismo se remontan a finales del siglo XIX, aunque las investigaciones para establecer métodos indirectos de estimación de la composición corporal comenzaron en la década de los años 1920 con Matiegka y su modelo para estimar la masa muscular total y posteriormente los trabajos de Behnke y cols. sobre un modelo de estimación de los compartimentos graso y no graso basados en el principio de Arquímedes; desde entonces, y paralelamente al avance en los campos de la tecnología, se han ido introduciendo una variada gama de métodos en la clínica humana a la vez que iban surgiendo nuevos conceptos (123-126); de tal forma que en fechas actuales el estudio de la composición corporal se perfila como un campo delimitado e independiente dentro de las disciplinas biomédicas, confirmando lo ya publicado en la literatura(127), y que ha dado lugar a un elevado número de publicaciones en la literatura biomédica entre los cuales los que se han citado hasta aquí solo representan una mínima parte.

Desde hace varias décadas se ha producido una rápida expansión en el área de estudio de la composición corporal y se han desarrollado una serie de técnicas que, bien mediante el análisis directo, o indirecto por medio de estimaciones, intentan determinar lo más exactamente posible la composición del cuerpo humano; las estimaciones de los diferentes compartimentos corporales son el pilar fundamental en el estudio de la composición corporal, ya que se deducen los compartimentos para los que no se dispone de técnicas de medición, o bien se trata de técnicas que se reservan para investigación, a partir de las mediciones de otros compartimentos o componentes de estos compartimentos. Este concepto de análisis de la composición corporal se basa en el principio de organismo en equilibrio, que hace referencia al mantenimiento constante de las

relaciones entre diferentes componentes y compartimentos, a las que aludiremos a lo largo de este apartado.

La composición corporal puede medirse in vitro si se realiza en el cadáver o en tejidos procedentes de biopsias; o bien realizarse in vivo con las técnicas a las que nos referiremos en este capítulo.

1.3. Niveles y compartimentos corporales.

Según el objetivo de medición de cada una de las técnicas empleadas en composición corporal el cuerpo humano se divide en una serie de niveles y compartimentos, que, además, sirven para clasificar los diferentes métodos de determinación de la composición corporal desde el nivel más básico que es el nivel atómico, hasta el superior que sería el corporal total. Esta clasificación tiene como objetivos sistematizar el estudio de las técnicas de estudio de la composición corporal e intentar unificar la diferente terminología utilizada en la literatura(128;129).

A partir de 1960 con los trabajos de Siri y Brozek(130;131), que medían los diferentes compartimentos corporales, y en particular la grasa corporal total (GCT), se desarrolló el llamado modelo bicompartimental, que contempla el cuerpo como formado por dos compartimentos, MG y MLG, estos modelos implicaban que una serie de variables biológicas debían mantenerse constantes, como el contenido en agua y potasio, y la hidratación de la MLG; posteriormente, hasta la actualidad, se ha evolucionado a intentar caracterizar más profundamente los elementos que integran el modelo bicompartimental, debido a que las variables que se asumían como constantes no se mantienen en sujetos sanos que varían en edad, sexo y raza, y en condiciones patológicas como obesidad, estados edematosos, etc(132).

Estos intentos culminan en el desarrollo de los llamados modelos multicompartimentales, que intentan descomponer la masa corporal en varios compartimentos medidos por diversas técnicas, varios trabajos previos ya sistematizaron el estudio de la composición corporal desde el aspecto multicompartimental(127;133-137).

1.3.1. Modelo de dos compartimentos.

En el modelo bicompartimental el organismo se considera dividido en dos compartimentos, uno constituido por la MG, y los componentes restantes se agrupan en el compartimento de MLG; aunque la MG

presenta dificultad para ser medida, si se determina la MLG, podremos obtener indirectamente la MG por diferencia con el peso corporal.

Este modelo de composición corporal ha sido el más usado durante décadas, y continúa siendo un modelo de referencia en los procesos de validación de nuevas técnicas de composición corporal dirigidas a estimar la MG.

Dentro de las técnicas que asumen este modelo podemos citar la hidrodensitometría (HD) basada en los trabajos de Behnke y cols.(138), que fue el primero en desarrollarse y, posteriormente aparecieron los métodos que emplean isótopos radiactivos, el análisis con potasio 40 (K^{40}) y las técnicas dilucionales, estas técnicas requieren asumir una serie de relaciones preestablecidas, como la hidratación y el contenido en K de la MLG, que comentaremos en sus apartados correspondientes.

1.3.2. Modelo de tres compartimentos.

Para intentar paliar las limitaciones que supone reducir el organismo a dos compartimentos, a partir del modelo basado en la HD se desarrolló el modelo tricompartmental(139), que requiere dividir el compartimento de la MLG en otros dos compartimentos: el agua y los restantes componentes, que son fundamentalmente los minerales y las proteínas; por lo tanto al existir otro compartimento deberemos recurrir a una técnica para medirlo, por ejemplo si estamos usando la HD en un modelo tricompartmental, deberemos medir el agua corporal total (ACT) con las técnicas dilucionales; al medir el contenido de ACT, este modelo reduce los posibles errores del modelo bicompartimental inherentes a los diferentes estados de hidratación(140).

Por lo tanto, este modelo de composición corporal proporciona algunas ventajas sobre el anterior; pero sigue presuponiendo una relación estable entre componente proteico y mineral, y debemos tener en cuenta que en casos de alteraciones en estos componentes, por ejemplo en desnutriciones y osteoporosis, las estimaciones de la MG pueden no ser

válidas a causa de las modificaciones inducidas por la variación de las densidades de estos compartimentos.

1.3.3. Modelo de cuatro compartimentos.

El paso siguiente al modelo tricompartmental requiere estimar por separado dentro de la MLG, además del contenido acuoso, el contenido proteico y mineral para detectar las posibles alteraciones en la relación proteico-mineral; con lo que pasaríamos a un modelo de cuatro compartimentos de composición corporal(136;141). Las mediciones de estos compartimentos requieren la utilización de varias técnicas adicionales, como la absorciometría (usaremos en adelante las siglas DEXA, de su acrónimo anglosajón *Dual Energy X Ray Absorptiometry*), para medir el contenido mineral óseo, el análisis de activación de neutrones (AAN), para medir el contenido proteico del organismo, o mediciones mediante potasio 40 (K^{40}).

Debemos tener en cuenta, no obstante, que si se realiza un análisis de composición corporal bajo un modelo de cuatro compartimentos, usando HD, DEXA y AAN, podríamos prescindir de la HD, ya que tanto la DEXA, como el AAN pueden estimar la MG. Siendo la DEXA la más ampliamente utilizada, por ser el AAN un método reservado a centros de investigación como comentaremos en el apartado correspondiente.

El uso del DEXA bajo un modelo de cuatro compartimentos requiere asumir una relación proporcional entre el contenido óseo mineral y proteico del organismo.

Sin embargo en situaciones especiales, como ocurre con la obesidad mórbida, existen limitaciones técnicas que limitan el uso del DEXA y el AAN, por lo que recientemente varios autores han retomado el modelo tricompartmental de Siri para calcular nuevos coeficientes que permitan estimar la composición corporal sujetos con diferencias en peso, sexo y raza(142).

Otros autores desarrollaron un modelo de cuatro compartimentos que no requiere el uso de HD, basado en subdividir la MLG desde un punto de vista fisiológico en: masa celular corporal (MCC), líquido extracelular (LEC) y los restantes compuestos sólidos extracelulares (CSE). En este modelo la MCC sería medida por el método del K^{40} , el LEC se cuantificaría por medio de las técnicas dilucionales, y los CSE, al estar representados por el contenido óseo y proteico, por las técnicas mencionadas anteriormente; obteniéndose la MG mediante la diferencia entre el peso corporal y la suma de estos tres compartimentos; este modelo pertenecería al nivel celular de composición corporal, como se verá posteriormente, y sirve de base para el desarrollo de un modelo que permite verificar la constante de hidratación de la MLG(143).

De lo mencionado hasta aquí, podemos resumir que partiendo de un modelo base bicompartimental con estimación del volumen corporal por HD, pasamos a modelos de tres y cuatro compartimentos estimando ACT y masa ósea mineral mediante métodos dilucionales y DEXA respectivamente, sin embargo ambos modelos no estiman el compartimento mineral de los tejidos blandos, consistente en los componentes minerales y electrolitos presentes en los compartimentos intra y extracelulares de los tejidos blandos, que aunque poseen una masa global reducida representan una parte no despreciable de la densidad corporal total, este compartimento individualizado de los niveles molecular y celular de composición corporal se podría medir mediante AAN, pero dadas las limitaciones para el empleo de esta técnica, varios autores desarrollan modelos multicompartimentales que tienen en cuenta el compartimento mineral de los tejidos blandos para establecer referencias que permitan contrastar otros métodos de composición corporal(144).

1.3.4. Modelo multicompartimental.

Actualmente podemos enfocar el estudio de la composición corporal desde los diferentes componentes que constituyen los compartimentos corporales, dichos componentes se corresponden con los niveles de

composición corporal ya mencionados en el clásico artículo de Wang y cols.(129)., atómico, molecular, celular y tisular; en los que determinados componentes, que no podemos medir in vivo, serán estimados por fórmulas matemáticas a partir de los valores de otros componentes que nos proporcionan las diferentes técnicas empleadas en el análisis de la composición corporal y que describiremos posteriormente, en la Figura 1 podemos ver un esquema de los niveles de composición corporal y sus correspondientes compartimentos y componentes, a estos niveles se le añade un quinto nivel que sería la valoración de determinados parámetros corporales externos del individuo para valorar sus variaciones, o bien su estado inicial comparándolo con tablas poblacionales de parámetros antropométricos de referencia.

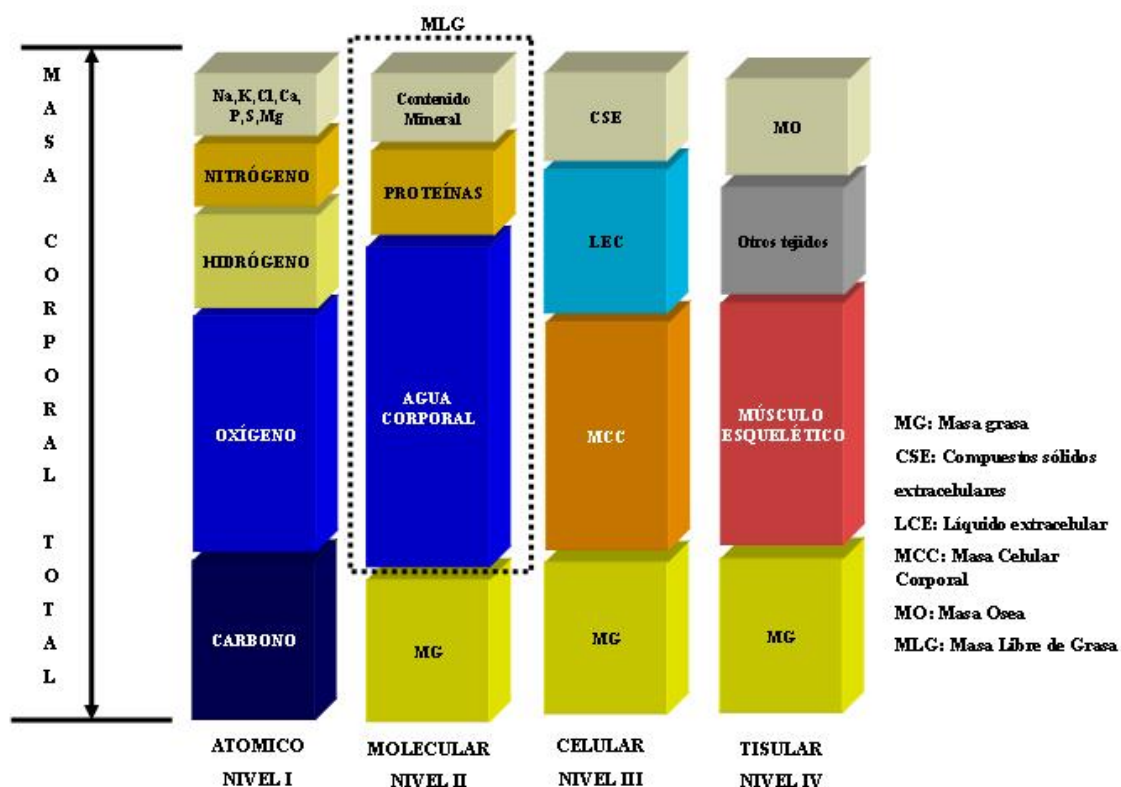


Figura 1. Niveles y compartimentos en el análisis de composición corporal.

Como hemos visto hasta aquí, partiendo de un modelo bicompartimental de composición corporal, constituido por MG y MLG, se puede evolucionar a modelos de tres y cuatro compartimentos lo que implica ir añadiendo técnicas de análisis de composición corporal para

cuantificar cada compartimento por separado, estos valores pasarán a formar parte de la expresión matemática correspondiente, en la que, conocida la masa corporal total (el peso corporal), podremos estimar el compartimento desconocido, por ejemplo la MG; en la Figura 2 se observa un esquema de los diversos compartimentos corporales, las técnicas utilizadas en su estimación, y su evolución; en el caso de el AAN, como se comentará posteriormente, aunque la figura refleja los compartimentos corporales, estos no son medidos directamente sino que su estimación se realiza a partir de la cuantificación de los elementos químicos, o componentes, que los constituyen.

De este modo, la cuantificación de los elementos constituyentes de los diferentes compartimentos corporales mediante AAN permite desarrollar los métodos multicompartimentales(145), entre los que podemos destacar(134;136;144;146;147):

- Los métodos de AAN de cuatro y seis componentes, dirigidos a estimar la MG a partir de la cuantificación del nitrógeno, calcio y cloro corporal total, estimando el ACT por técnicas dilucionales, o bien, en el modelo de seis componentes: ACT mediante métodos dilucionales, proteína corporal total por estimación del nitrógeno total, mineral óseo estimado a partir del calcio corporal total o medido mediante DEXA, minerales de tejidos blandos a partir del sodio y calcio corporales y el glucógeno se estima a partir de su relación constante con la proteína corporal o se mide mediante resonancia magnética espectroscópica con C^{13} (148); en estos modelos la MG se obtendría por la diferencia entre el peso corporal y la suma de los otros compartimentos estimados.
- La MG puede estimarse a partir de un modelo de seis componentes basado en la cuantificación del carbono, nitrógeno, cloro y calcio corporales medidos por diferentes técnicas de AAN, que se describirán posteriormente; debido a que la casi totalidad del carbono se encuentra en tres

compartimentos, grasa, proteína y glucógeno, una vez obtenidos los compartimentos proteico, mineral óseo, glucógeno y sólidos extracelulares mediante estimación a partir de los elementos mencionados, se obtiene un valor de carbono corporal (CCo), resultado de restar estos compartimentos al carbono corporal total, que correspondería al carbono localizado en la grasa, lo que nos permite obtener el valor de la MG aplicando la relación $MG = 1,29 * CCo$.

- Modelo para valorar la masa proteica corporal, aquí no se utiliza el AAN y, a partir de la determinación de MLG y contenido mineral óseo por DEXA, de ACT por métodos dilucionales, del volumen corporal por HD, y del peso del individuo se obtiene un modelo matemático en forma de regresión para obtener el contenido proteico corporal; basado en este modelo se desarrolló otro más simplificado, a partir de la determinación de la MG y del contenido mineral óseo por DEXA, para determinar el contenido proteico corporal que obviaría el empleo de la HD y del ACT(149).

Es obvio, que los modelos que incluyen mayor número de compartimentos medidos por separado obtendrán una estimación más precisa de la composición corporal, a diferencia de los modelos bicompartimentales que basan su metodología en relaciones matemáticas intercompartimentales previamente establecidas; sin embargo, el uso de los modelos multicompartimentales implica el empleo de varias técnicas que también pueden llevar implícita la aplicación de estas relaciones, lo que podría conducirnos a la acumulación de los posibles errores individuales de cada técnica, aunque estudios publicados previamente no confirman este extremo(150), y por esto los métodos multicompartimentales son importantes en las investigaciones sobre composición corporal y en otras áreas de la biología, siendo utilizados como referencia para la comparación de otros métodos emergentes(151).

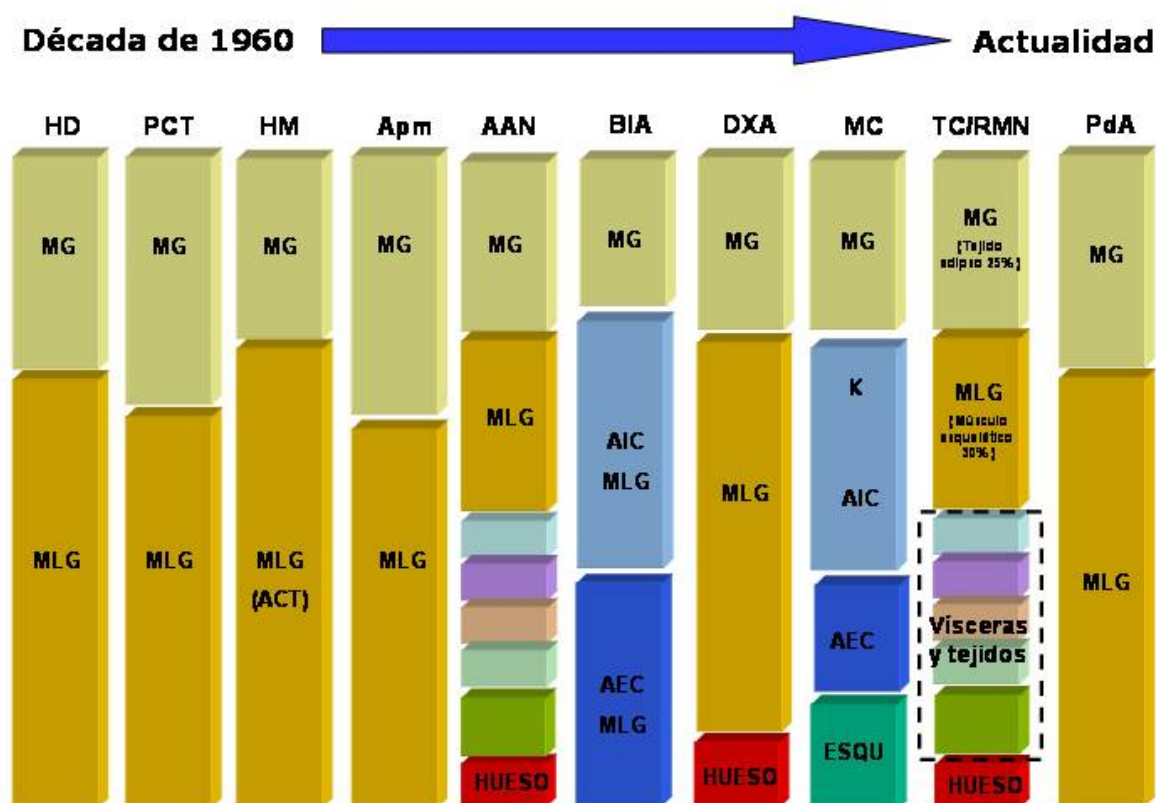


Figura 2. Evolución de las técnicas y modelos de composición corporal.

Siendo: MG Masa Grasa, MLG Masa Libre de Grasa, AIC Agua Intracelular, AEC Agua Extracelular, ACT Agua Corporal Total, TC Tejido Conectivo, K Cantidad de Potasio Corporal, ESQU Esqueleto Óseo, HD Densitometría Hidrostática, PCT Potasio Corporal Total, HM: Hidrometría (métodos dilucionales para medir agua corporal total), Apm (Antropometría), BIA Análisis Impedancia Eléctrica, DEXA Densitometría rayos X, AAN Análisis Activación de Neutrones, MC Modelos Multicompartimentales, TC/RMN Tomografía Computarizada / Resonancia Magnética Nuclear, PdA Pletismografía por desplazamiento de aire.

Para finalizar debemos tener en cuenta que si utilizamos una determinada técnica para cuantificar un compartimento corporal, que también puede ser cuantificado por otras técnicas, no se deben simultanear ambos métodos, ya que no se obtendría información adicional, por ejemplo si pretendemos estimar el LEC mediante la cuantificación del contenido de cloro del organismo y mediante técnicas dilucionales; en cambio si ambas técnicas se usan separadamente obtendremos mediciones del LEC que, de ser concordantes, reducirán las

posibilidades de mediciones erróneas asociadas al modelo o a la técnica empleada; esto es de especial importancia en casos de alteraciones del estado nutricional o diversas patologías en que las relaciones entre los compartimentos corporales, establecidas como constantes en el adulto sano, pueden no cumplirse.

1.4. Modelos matemáticos de composición corporal.

Los diferentes compartimentos corporales se pueden estimar a partir de componentes obtenidos, bien a partir de la medición de una propiedad, bien a partir de otro componente, por medio de relaciones previamente establecidas en el organismo en equilibrio, estos valores son los elementos de expresiones matemáticas que dan como resultado el valor del peso corporal total; estas expresiones varían según el modelo y el nivel que estemos considerando en el análisis de composición corporal, en la Tabla 1 vemos los modelos matemáticos de composición corporal agrupados según los niveles de composición corporal.

Nivel	Modelo matemático
I. Atómico	$PC = O+H+C+N+Ca+P+Na+K+S+Cl+Mg$
II. Molecular	$PC = MG+ACT+MP+MM$ $PC = MG+ACT+MP+MMO+MTB+G$
III. Celular	$PC = MG+MCC+LEC+CSE$
IV. Tisular	$PC = MME+MG+MO+Otros\ tejidos$

Tabla 1. Modelos matemáticos de composición corporal.

Siendo: PC Peso corporal, O Oxígeno, H Hidrógeno, C Carbono, N Nitrógeno, Ca Calcio, P Fósforo, Na Sodio, K Potasio, S Azufre, Cl Cloro, Mg Magnesio, MG Masa Grasa, ACT Agua corporal Total, MP Masa Proteica, MM Masa Mineral, MMO Masa Mineral Ósea, MTB Masa Tisular Blanda, G Glucógeno, MCC Masa Celular Corporal, LEC Líquido Extracelular, CSE Compuestos Sólidos Extracelulares, MME Masa Muscular Esquelética, MO Masa Ósea.

Es importante tener en cuenta que cada componente de los modelos de compartimentos corporales de los diferentes niveles tiene unas

propiedades individuales y que puede mantener una relación matemática con compartimentos de otros niveles; por ello no es extraño que al revisar trabajos sobre composición corporal se produzcan confusiones entre compartimentos relacionados pero que son distintos por pertenecer a niveles diferentes, por ejemplo no es lo mismo referirse a la determinación del carbono corporal total que a la determinación del compartimento adiposo, en el primer caso estaríamos en el nivel I y en el segundo caso en el nivel IV, aunque el mayor porcentaje del carbono corporal se halle en el tejido adiposo.

Finalmente, es preciso mencionar que, aunque expresemos las relaciones entre compartimentos y componentes mediante modelos matemáticos a partir de las mediciones que podamos realizar, estos modelos podrían no reflejar de forma totalmente realista lo que sucede en el cuerpo humano, ya que se basan en relaciones lineales entre compartimentos, útiles para explicar comportamientos de sistemas lineales determinados por el estado inicial del sistema y del ambiente que lo rodea, y por lo tanto susceptibles de ser modelados matemáticamente. Sin embargo, las relaciones fisiológicas entre los sistemas del organismo siguen un modelo no lineal caracterizado por depender de su propio estado y son capaces de mantener el mismo estado frente a una amplia variedad de estímulos externos; ya que desconocemos los modelos matemáticos que gobiernan estas relaciones, podríamos emplear las medidas proporcionadas por los modelos multicompartimentales para conocer los diversos estados del organismo(139).

1.5. Metodología del análisis de la composición corporal.

1.5.1. Conceptos sobre relaciones entre compartimentos corporales.

Debido a que con las técnicas disponibles hasta la fecha no se pueden medir directamente todos los compartimentos corporales, debemos recurrir a un concepto importante en composición corporal, mencionado previamente, que es el de organismo en equilibrio o homeostasis dinámica, que se refiere al estado en el cual el peso corporal y la masa de los diversos compartimentos, así como las relaciones entre los elementos químicos y la estructura molecular de los tejidos, se mantiene constante.

En esta circunstancia se pueden establecer una serie de relaciones matemáticas entre los diversos compartimentos corporales que permitirían estimar unos compartimentos en función de otros(129) (Tabla 2).

Debido a la diversidad de técnicas que existen para determinar composición corporal y a los diferentes compartimentos que miden, es necesario unificar criterios que permitan un estudio sistematizado de los métodos de medida y de las interrelaciones que presentan entre ellos, así como de sus similitudes y diferencias.

Compartimento	Estimadores
ACT	$MLG \times 0.732$
PCT	$0.1383 \times CaCT - 17.1$ para estimar la masa muscular a partir de la medición de la masa ósea
MPC	$6.25 \times NCT$
MCC	$0.00833 \times PCT$
MTB	$2.75 \times PCT + NaCT + 1.43 \times ClCT - 0.038 \times CaCT$
MOM	$2.941 \times CaCT$
MLC	$1.318 \times CCT - 4.353 \times NCT - 0.070 \times CaCT$
CCT	$0.759 \times MLC + 0.532 \times MPC + 0.018 \times MOM$

Tabla 2. Relaciones entre compartimentos corporales.

Siendo: ACT Agua Corporal Total, MLG Masa Libre de Grasa, PCT Potasio Corporal Total,, CaCT Calcio Corporal Total, MPC Masa Proteica Corporal, NCT Nitrógeno Corporal Total, MCC Masa Celular Corporal, MTB Masa Tisular Blanda, NaCT Sodio Corporal Total, ClCT Cloro Corporal Total, MOM Masa Mineral Ósea, MLC Masa Lipídica Corporal, CCT Carbono Corporal Total.

1.5.2. Modelo general de análisis de composición corporal.

La aplicación de los modelos matemáticos al análisis de la composición corporal ha dado como resultado el desarrollo de una metodología que describe y agrupa las diferentes técnicas disponibles.

El fundamento de las técnicas de análisis de composición corporal in vivo reside en la medición de alguna propiedad, componente del cuerpo humano, o combinación de ambos, por ejemplo, impedancia del cuerpo, ACT, y la combinación de densitometría hidrostática, ACT y densitometría de doble fotón (DEXA) respectivamente, que después se relacionan matemáticamente con algún componente corporal que nos interesa conocer, pero que no podemos medir directamente(128). La fórmula general sería (Fórmula 1):

$$C = f(Q)$$

Fórmula 1. Modelo matemático general de composición corporal.

Donde C corresponde a un componente desconocido, Q es la cantidad medible del componente y f es la función matemática que los relaciona; esta cantidad medible puede determinarse de dos formas:

- a) Midiendo la cantidad del componente, por ejemplo la medición del ACT por métodos radiactivos, aunque aquí hay que destacar que la medición del componente se realiza por relación matemática a partir de otro componente medido por una propiedad determinada, es el caso de la estimación de la MLG conociendo la cantidad de ACT, aplicando la fórmula que los relaciona.
- b) Midiendo una propiedad del componente, por ejemplo la impedancia bioeléctrica (BIA por su acrónimo en anglosajón *Bioelectric Impedance Analysis*) que mide la resistencia corporal al paso de una corriente eléctrica, el DEXA, que mide la diferente atenuación que sufren los rayos X al atravesar diferentes tipos de tejidos, son métodos que miden propiedades diferentes del organismo.

Por último, también tendríamos un tercer método que sería combinación de los dos anteriores, los métodos mixtos, que miden componente y propiedad; en la Tabla 3 presentamos resumidos los métodos de análisis de composición corporal según realicen las mediciones del componente directamente, a través de medir alguna propiedad y estimar el componente mediante relaciones matemáticas establecidas en los métodos indirectos, o bien, las técnicas doblemente indirectas basadas en medición de propiedades y relaciones matemáticas entre componentes establecidas de antemano.

A su vez, la función matemática puede ser de dos tipos:

Tipo I: función matemática derivada a partir de un análisis estadístico, normalmente análisis de regresión, que predice el valor desconocido de un componente a partir de otro componente y/o propiedad medido previamente con una técnica considerada de referencia. Por ejemplo, la determinación de agua corporal total a partir de la impedancia y altura del individuo, basándose en estudios isotópicos; o también, la grasa corporal a partir de los pliegues subcutáneos(152), basándose en datos de densidad corporal bajo el agua, etc.

Las fórmulas tipo I son específicas para la población de donde se han derivado y pueden no ser exactas para otras poblaciones o diferentes estados de salud y enfermedad. Pueden desarrollarse múltiples fórmulas matemáticas, con tal de que exista una relación estadísticamente significativa entre un componente medible y otro no medible.

Tipo II: función matemática basada en una relación constante entre dos componentes, con independencia del tipo de individuo o de su estado de salud. Por ejemplo: Masa Libre de Grasa es igual $1.37 \times$ Agua Corporal Total. El número posible de fórmulas tipo II es finito, pues se limitan a relaciones o proporciones teóricamente constantes entre dos componentes corporales en cualquier individuo.

De lo que hemos dicho hasta ahora, se puede concluir que los métodos de composición corporal se basan en tres categorías de variables medibles (propiedades, componentes o mixto propiedades y componentes) y en dos tipos de función matemática que relaciona a la variable medible con la variable que queremos conocer. Por lo tanto, los métodos de análisis de la composición corporal se pueden agrupar en 6

clases: métodos basados en propiedades tipo I y tipo II, métodos basados en componentes tipo I y II, y combinación de propiedades y componentes tipo I y Tipo II. En la Tabla 4 se ponen algunos ejemplos de esta clasificación(128).

Por otra parte, los métodos basados en la medición de componentes corporales pueden describirse según el tipo de relación existente entre el componente medible y el componente estimado a partir de éste. Puede existir relación química o no química, por ejemplo, Nitrógeno corporal total y proteína corporal o potasio corporal y MLG, respectivamente. También los componentes pueden guardar entre sí una relación de:

a) **Subordinación:** cuando > 98 % del componente A está incluido en el componente B. Por ejemplo, Nitrógeno corporal total y proteína corporal total, o calcio corporal total y masa mineral ósea(153).

b) **Separación:** cuando el componente A no está incluido en B. Por ejemplo, ACT y proteína corporal total, o ACT y grasa(154).

c) **Solapamiento:** cuando un componente A está parcialmente incluido en B. Por ejemplo, Oxígeno corporal total y ACT, o Carbono corporal total y grasa.

Esta clasificación de los métodos de composición corporal facilita su comprensión conceptual y evita que su estudio se limite a una mera enumeración de técnicas posibles poco o mal relacionadas entre sí. Al mismo tiempo, permite enjuiciar mejor los resultados obtenidos con distinta metodología y resalta campos de investigación todavía pendientes en el análisis de la composición corporal.

Métodos de análisis de a composición corporal

Técnica de estimación	Método
Directa	Análisis en cadáveres AAN
Indirecta	HD Dilución isotópica PCT DEXA Métodos de imagen
Doblemente indirecta	Antropometría BIA Interactancia por infrarrojos Ultrasonidos Excreción de Cr/3MH

Tabla 3. Métodos de análisis de composición corporal

Siendo: AAN Análisis Activación Neutrones, HD Hidrodensitometría, PCT Potasio Corporal Total, DEXA Absorciometría por rayos X, BIA Impedancia Bioeléctrica, Cr Creatinina urinaria, 3MH 3-Metilhistidina.

Métodos basados en propiedades		Métodos basados en componentes	Métodos combinados
Tipo I	Tipo II	Tipo II	Tipo II
Antropometría $MG=(0,65*PC)-(0,21*T)+14,1$	Densitometría hidrostática $MG=(4,95*VC)-(4,5*PC)$ $MLG=(5,5*PC)-(4,95*VC)$	PCT $MLG=376*PCT$	PC, MLG $MG=PC-MLG$
BIA $MLG=(0,85*T^2/Z)+3,04$		ACT $MLG=1,37*ACT$	PC, VC, ACT $MG=(2,12*VC)-(0,78*ACT)-(1,354*PC)$
Interactancia infrarrojos	DEXA	AAN $MG=(1,37*CCT)-(4,45*NCT)-(0,06*CaCT)$	PC, VC, ACT, MO $Mg=(2,74*VC)-(0,71*ACT)+(1,146*MO)-(2,05*PC)$
TOBEC			
Creatinina urinaria $MLG=(0,0241*Cr)+20,7$			

Tabla 4. Modelos de análisis de composición corporal.

Siendo: MG Masa Grasa kg., MLG Masa Libre de Grasa kg., PC Peso Corporal kg., BIA Análisis por Impedancia Bioeléctrica, T Talla cm., Z Impedancia Ω , TOBEC Conductividad Eléctrica Corporal Total, Cr Creatinina Urinaria g/d, VC Volumen Corporal L., DEXA Absorciometría por Rayos X, AAN Análisis por Activación de Neutrones, PCT Potasio Corporal Total, ACT Agua Corporal Total kg., CCT Carbono Corporal Total kg., NCT Nitrógeno Corporal Total kg., CaCT Calcio Corporal Total kg., MO Masa Ósea kg.

1.6. Modelos multicompartimentales de análisis de la composición corporal.

1.6.1. Nivel atómico.

El cuerpo humano está formado por una serie de elementos químicos como son: oxígeno, carbono, hidrógeno, nitrógeno, calcio, fósforo, potasio, azufre, cloro, sodio y magnesio (Tabla1); que constituyen más del 99% de la masa corporal total (Figura 1); por lo que si conseguimos medir las cantidades de estos elementos estaremos aproximándonos con bastante exactitud a los valores de los compartimentos corporales en situaciones concretas, obteniendo finalmente el peso corporal.

Estos componentes son mensurables in vivo actualmente por una serie de técnicas como el AAN o el método del K^{40} .

1.6.1.1. Análisis por activación de neutrones.

El nivel atómico se puede estudiar por el método del AAN, técnica que comenzó a usarse en la década de los años 60(155), y basa su funcionamiento en reacciones a escala atómica, siendo la única técnica que permite un análisis in vivo de los elementos químicos que constituyen el organismo en su mayor proporción: calcio, sodio, cloro, fósforo, nitrógeno, hidrógeno, oxígeno y carbono, aprovechando la propiedad de que todos los átomos de los diferentes elementos constituyentes del cuerpo humano tienen la posibilidad de sufrir reacciones nucleares cuando se exponen al bombardeo de una fuente externa de neutrones(156;157); a partir de la medición de los diferentes elementos, y siguiendo un modelo químico, el AAN determina la composición corporal basándose en que determinados compartimentos corporales están constituidos mayoritariamente por un elemento principal: el calcio en el compartimento óseo, carbono en la grasa, nitrógeno en el compartimento proteico, etc.

El instrumental que utiliza consiste en una fuente externa en donde se producen reacciones entre neutrones, los cuales al ser capturados por los átomos de los elementos presentes en el organismo dan origen a isótopos

inestables de estos elementos, como por ejemplo el Ca^{49} y el N^{15} , que para volver a pasar a su nivel de estabilidad anterior desprenden radiación gamma, que es analizada espectrográficamente, y en la cual el nivel energético identifica el elemento de procedencia y la actividad indica la cantidad de dicho elemento, con esta técnica se pueden medir con gran seguridad el calcio para estimar masa ósea, fósforo, sodio y cloro para estimar el agua corporal, nitrógeno para la masa muscular y carbono y oxígeno para inferir el compartimento graso(146;147;158).

El AAN consta de tres métodos que difieren en la fuente generadora de neutrones y en la forma en que estos interaccionan con los átomos de los elementos presentes en el organismo(157;159):

- Activación de neutrones de liberación inmediata: usa una fuente de ^{238}Pu -Be, para determinar nitrógeno y cloro, y una fuente de ^{252}Cf para determinar calcio, la radiación gamma producida puede ser liberada inmediatamente tras el choque de los neutrones con los elementos citados, debido a que los cambios estructurales producidos en los núcleos de los elementos corporales crean isótopos muy inestables.
- Activación de neutrones de liberación retardada: la fuente empleada es la misma que en el caso anterior, los neutrones son absorbidos por los núcleos de los elementos sin producir cambios estructurales, dando como resultado isótopos que pueden tener una vida media lo suficientemente larga para permitir una medición de la radiación gamma emitida hasta horas después, con esta técnica se pueden medir calcio, cloro y sodio.
- Activación por choque inelástico de neutrones: aquí no se producen nuevos isótopos, ni se producen cambios estructurales en los núcleos de los elementos, sino que los neutrones al chocar transfieren energía al núcleo del elemento orgánico haciéndole pasar a un nivel más inestable, del que retornará

liberando rayos gamma, este método se usa para medir carbono y oxígeno.

En los años sucesivos y a través de la cuantificación de estos elementos se intentó determinar la composición corporal analizando algunos compartimentos corporales y deduciendo indirectamente los otros.

La determinación del calcio corporal total por AAN fue el primer intento de estudio de la composición corporal con esta técnica. Posteriormente se desarrollaron procedimientos para disminuir la variabilidad, que llegaba al 18%, que presenta el calcio corporal total en situaciones fisiológicas diversas, como el envejecimiento(160;161), sexo, estatura, MLG; y así corregir las diferencias entre muestras heterogéneas, y dotar a esta técnica de cierto poder para determinar qué valores son normales y cuales patológicos.

El nitrógeno corporal total es otro elemento que puede medirse por AAN, y el desarrollo posterior de unos modelos matemáticos permitirían inferir la masa muscular y el componente no muscular, estos valores, conociendo la masa ósea por determinación del calcio corporal total, permiten calcular el valor de la MG por diferencia entre la masa corporal total y los tres compartimentos conocidos. Este modelo de cuatro compartimentos se ha mostrado útil para determinar las diferencias entre estados normales y patológicos(60;162-164).

Aunque esta técnica hace posible construir un modelo bastante exacto de composición corporal, el conocimiento de la cantidad de los elementos químicos presentes en el organismo proporciona una información con escasa aplicación en el campo de la nutrición clínica, siendo más importante la integración de estos elementos en los diferentes compartimentos moleculares que constituyen el siguiente nivel.

Además el AAN tiene ciertas desventajas como son: coste excesivo, necesidad de un personal entrenado para su manejo, exposición del

paciente a radiación ionizante y carece de portabilidad, por otro lado la metodología no está estandarizada debido a la diferencias técnicas entre los aparatos de AAN; todo ello hace que su aplicación en clínica sea limitada y no pueda usarse de forma rutinaria en la evaluación de la composición corporal, reservándose para el campo de la investigación.

Recientemente se han producido avances tecnológicos en el desarrollo de aparatos de AAN más seguros y manejables que podrían conducir a proponer modelos para la determinación de la composición de MG y MLG más estables en las diversas patologías e independientes de asunciones preestablecidas, como la determinación del carbono y el oxígeno para inferir la MG y la MLG, mientras que la determinación de otros elementos como el calcio, fósforo, sodio, nitrógeno, sigue reservado para laboratorios de investigación, y como técnicas de referencia(157).

Estos avances han dado origen a un nuevo concepto en composición corporal llamado *partición por análisis elemental* (EPA en su acrónimo anglosajón), que consiste en el desarrollo de modelos en los que a partir de la determinación de la cantidad total de un elemento corporal, se determina un compartimento sustrayendo las cantidades de ese mismo elemento presente en otros componentes corporales; por ejemplo podemos determinar la MG mediante la estimación del contenido en triglicéridos midiendo el contenido de carbono corporal, al que posteriormente se le restará el carbono contenido en proteínas, hueso y glucógeno(147), así este nivel de composición corporal se configuraría como un modelo de dos compartimentos corporales: carbono y libre de carbono(165).

Basado en la estequiometría de los diferentes elementos atómicos en los correspondientes compartimentos corporales; se han desarrollado dos modelos dirigidos a determinar la MG: el carbono-nitrógeno-calcio y el hidrógeno-ACT. Finalmente el cociente carbono / oxígeno podría representar una medida del compartimento graso, debido a la diferencia fundamental observada en cuanto a que el carbono está localizado principalmente en los

lípidos constituyentes de la MG y el oxígeno en la MLG; teniendo en cuenta, además el coeficiente de hidratación y el grado de adiposidad(157).

1.6.1.2. Potasio corporal total.

El K^{40} es un isótopo radioactivo natural que emite de forma espontánea una radiación de tipo gamma cuantificable mediante unos contadores, debido a que este isótopo representa una fracción fija del potasio corporal total (PCT), y asumiendo que el potasio se localiza casi exclusivamente en la MLG en una proporción fija de 68.1 mmol/kg entre sujetos, que su concentración en ella es constante, y que el 0.0118% del K total es K^{40} podemos estimar la MLG mediante esta técnica (Tabla 4), ($MLG = 376 \times PCT$, fórmula basada en la asunción previa de que existe una cantidad constante de 0.00266 kg. de potasio por kg. de MLG), y, en un modelo bicompartimental, sustrayendo la MLG del peso corporal, obtendríamos la MG(124;156).

Debe tenerse en cuenta, que, en un sentido más estricto, el PCT se puede considerar un indicador de la MCC, lo que conllevaría su inclusión dentro de las técnicas del nivel III (Figura 1 y Tablas 1 y 2), y su uso futuro se enfoca al empleo en modelos multicompartimentales de composición corporal, unido a otras técnicas que permitan análisis más precisos en determinadas patologías, no limitando su aplicación a modelos bicompartimentales de determinación de MG.

Esta técnica también está sujeta a cierta variabilidad, por ejemplo debemos tener en cuenta que el 20% del tejido adiposo no es grasa y sí contiene K, que el contenido de K puede variar con la edad(166) y con el grado de adiposidad(167), asimismo en sujetos muy obesos el pániculo adiposo puede absorber parte de la radiación gamma emitida por el K^{40} y dar valores falsamente bajos de PCT, infravalorando el contenido de MLG.

Al igual que el AAN, es una técnica reservada a la investigación, debido a la infraestructura que requiere y alto coste, además a causa de

que es necesario un tiempo prolongado para su realización se precisa una gran colaboración por parte de los pacientes.

1.6.2. Nivel molecular.

Los elementos químicos forman moléculas que varían en su complejidad y peso molecular, por ello en este nivel se pueden construir diversos modelos intentando agrupar las moléculas similares en compartimentos separados, así este nivel puede estar integrado por modelos de 2 o más compartimentos. En el caso de un modelo bicompartimental estaríamos en el clásico formado por la MG y la MLG; un modelo tricompartmental lo formarían la grasa, el agua y los sólidos; un modelo de 4 compartimentos sería el integrado por grasa, agua, proteínas y minerales; y el caso de un modelo de 6 compartimentos tendríamos: agua, grasa, glucógeno, proteínas, mineral óseo y mineral no óseo (Tabla 1).

Dentro de este nivel se pueden establecer equivalencias entre los diferentes modelos de composición corporal, por ejemplo la MLG del modelo bicompartimental englobaría el agua, proteínas y minerales del modelo de 4 compartimentos. En este nivel se producía uno de los casos de duplicidad de términos que comentábamos anteriormente, el caso de unos autores que usaban el término de masa magra, que equivale al de MLG. Debemos mencionar aquí que el compartimento de MG lo forman los lípidos no esenciales del organismo ya que representan casi la totalidad de la masa lipídica, y los lípidos esenciales formarían parte de la MLG.

Actualmente solo dos componentes de los diferentes modelos se pueden medir directamente en el organismo vivo, con las técnicas disponibles, es el caso del ACT que se mide con técnicas dilucionales, y la masa mineral ósea que se determina con la DEXA; los demás componentes de los modelos se determinan por estimación usando las medidas que proporcionan otros niveles; por ejemplo el componente proteico se puede

calcular a partir de la cantidad de nitrógeno corporal asumiendo dos premisas:

- a) Que todo el nitrógeno corporal se halla en forma de proteínas.
- b) Que el 16% de las proteínas está formado por nitrógeno.

Otro ejemplo sería la estimación de los componentes grasos y libres de grasa a partir de la densidad corporal, asumiendo sus diferentes densidades como veremos posteriormente.

El nivel molecular es el más ampliamente estudiado dentro del campo del análisis de la composición corporal, hay numerosos procesos que tienen lugar a nivel molecular en el organismo, de ahí el interés en cuantificar los compartimentos corporales a nivel molecular y sus variaciones. Las variaciones del organismo humano dependientes de la edad y la raza hacen que no exista un único modelo de composición corporal a nivel molecular, y que se hayan desarrollado tres grupos de modelos moleculares multicompartimentales, además del clásico modelo bicompartimental de MG y MLG(132):

- a) Modelo de cuatro compartimentos de AAN y Potasio Corporal Total.
- b) Modelo de cuatro compartimentos de densitometría hidrostática y métodos dilucionales.
- c) Modelo de 3 compartimentos de absorciometría por rayos X.

Estas técnicas miden algún componente de los compartimentos corporales estimando estos a través de relaciones matemáticas estables preestablecidas entre el nivel molecular y el nivel atómico, por ejemplo la relación carbono/grasa = 0.77, y lo mismo ocurriría con el nitrógeno, calcio y oxígeno, que son los constituyentes principales de los compartimentos proteico, óseo y acuoso, respectivamente.

De acuerdo con esto, si medimos los principales elementos, mediante las fórmulas matemáticas, podremos cuantificar cada compartimento molecular; esta modelización del análisis de composición corporal comenzó con un modelo de cuatro compartimentos, agua, grasa, proteínas y minerales; y posteriormente se desarrollaron modelos de hasta seis compartimentos, agua, grasa, proteínas, mineral óseo, minerales de tejidos blandos y glucógeno, (Tabla 1) que emplean conjuntamente métodos como el AAN y técnicas escintigráficas como la medición del PCT(134;146).

La combinación de varios de ellos en un modelo de análisis de composición corporal nos informa del estado actual del organismo minimizando las variaciones inherentes a la raza y la edad.

Por ejemplo el ACT se puede calcular mediante los métodos dilucionales (agua tritiada o deuterio), el nitrógeno corporal total y el calcio corporal total medidos por AAN estiman el contenido proteico y el contenido óseo respectivamente; el contenido en PCT medido con el isótopo K^{40} y la determinación de sodio y cloro con AAN nos informarían de la masa tisular mineral; el contenido en carbono puede medirse por AAN, el cual junto a los valores de nitrógeno y calcio corporal total pueden usarse para resolver las ecuaciones matemáticas que estiman la MG según las relaciones mencionadas anteriormente.

Dentro de las técnicas de composición corporal, junto a las que miden los componentes, tenemos las técnicas que miden alguna propiedad de un compartimento determinado para, a través de relaciones matemáticas estimar otro compartimento corporal; esta característica es la que emplea el BIA para el estudio de la composición corporal, y se incluye en este nivel molecular de estudio de la composición corporal; en la Figura 3 se esquematiza la medición de la MG por BIA siguiendo la metodología de propiedades y componentes; y el análisis de la

conductividad eléctrica corporal total (conocida por TOBEC por su denominación en anglosajón *Total Body Electric Conductivity*).

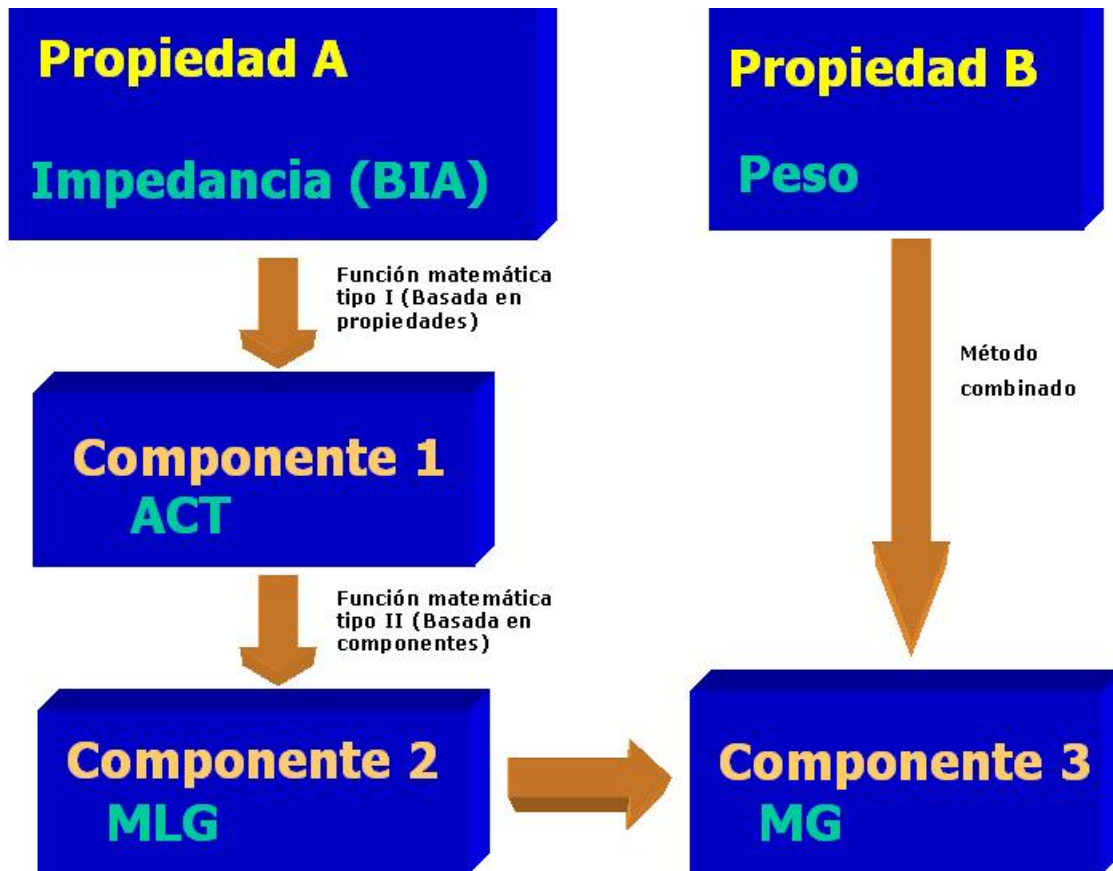


Figura 3. Modelos de estimación de composición corporal por BIA.

En este apartado se describen tres métodos que estudian la composición corporal a nivel molecular, los métodos dilucionales, la densitometría hidrostática y la técnica más reciente de pletismografía por desplazamiento de aire; en apartados posteriores se describirán los otros dos métodos que pueden incluirse dentro de este nivel de estudio de composición corporal, el BIA y DEXA.

1.6.2.1. Métodos dilucionales.

El agua es el componente más abundante del cuerpo humano, el porcentaje del peso corporal debido al agua varía desde 70–75% al nacimiento, 60% en sujetos no obesos, hasta menos del 40% en el adulto obeso, sufriendo variaciones también en otras situaciones clínicas(168-170); a pesar de ser el mayor constituyente del organismo,

frecuentemente se prescinde de su cuantificación debido a que en condiciones de salud se mantiene una buena regulación de la homeostasis del agua corporal; aún así, pequeños cambios en el contenido de ACT pueden dar lugar a un cambio cuantificable del peso corporal; por ello la determinación del ACT es una etapa central en el análisis de la composición corporal.

Dentro de los niveles en que hemos sistematizado el estudio de la composición corporal, el agua es un elemento importante en los niveles molecular, celular y tisular, reflejado en el hecho de que la mayoría del agua corporal se reparte en dos compartimentos principales, el interior celular y el espacio intersticial:

- A nivel molecular constituye un componente aislado y bien definido integrado por una sola molécula, el óxido de hidrógeno; la existencia de esta única estructura molecular simplifica la tarea de cuantificación, y por ello la medición del ACT ha sido un método común para el estudio de la composición corporal a nivel molecular.
- A nivel celular ya no podemos considerar el agua como un componente aislado y lo tenemos que cuantificar como integrado en dos compartimentos: la MCC (o BCM en su acrónimo anglosajón *Body Cell Mass*) constituido en su 73% por agua, correspondiente al anteriormente denominado LIC y 27% de sólidos, y el LEC constituido por un 94% de agua y un 6% de sólidos.
- A nivel tisular el agua se reparte en cinco compartimentos: agua intracelular en el citosol de todos los tejidos corporales, agua plasmática, agua intersticial del sistema linfático, agua del tejido conjuntivo, incluyendo el agua del sistema óseo y cartilaginoso, y el agua transcelular, que incluye la bilis, secreciones gastrointestinales, líquido cefalorraquídeo, etc.

De los niveles anteriormente descritos el modelo más común para el estudio de la composición corporal es el que asume el cuerpo humano como constituido por dos compartimentos: MG y MLG, este modelo está basado en el concepto de que los lípidos son hidrofóbicos y por ello exentos de agua, la cual estaría restringida al compartimento libre de grasa; por otro lado el cálculo de la MLG descansa en la asunción de que esta posee una hidratación constante establecida en 0.73, debido a esto la validez de las técnicas dilucionales de análisis de la composición corporal se reduce en situaciones en las que varía el contenido normal de ACT del organismo y el balance entre los compartimentos de AEC y AIC, como los estados edematosos o de deshidratación, y en las etapas del desarrollo en las que varía la constante de hidratación de la MLG, como en la infancia, ancianos y en la obesidad que es más elevada en relación al adulto con normopeso, a este respecto existen estudios contradictorios, que llevarían a la conclusión de que los cambios serían demasiado pequeños para ser cuantificados *in vivo*(171), y que aunque la relación entre los compartimentos de agua extracelular (AEC) y agua intracelular (AIC) puede variar ampliamente entre los individuos, y aún en el mismo individuo con el paso del tiempo, tendría poca repercusión en el valor de la hidratación de la MLG(143).

Otra limitación de los métodos dilucionales para estimar MLG deriva de la asunción preestablecida de que la MG no contiene agua, lo que se ha visto que no es exacto(172), así hay autores que no encuentran diferencias en la hidratación del tejido adiposo entre sujetos con normopeso y obesos, mientras que otros afirman lo contrario; esta controversia persiste en la actualidad y recientemente varios autores han desarrollado un nuevo modelo de composición corporal consistente en tres compartimentos: tejido adiposo y tejido magro normalmente hidratado y un tercer compartimento denominado exceso de fluido, y han comprobado que a medida que aumenta el porcentaje de MG por DEXA el AEC, que era un componente claramente inferior al AIC en los sujetos con mayor proporción de tejido magro, aumenta su proporción en el compartimento

de ACT, alterando las relaciones AEC/AIC y AEC/ACT en los obesos respecto a los sujetos con normopeso(173), el desarrollo de estos modelos permitirá estimar adecuadamente los cambios en los compartimentos líquidos corporales debidos a patologías que inciden en ellos como la insuficiencia renal e insuficiencia cardiaca.

La mayoría de las técnicas de composición corporal que se basan en la determinación del ACT se basan el principio de Fick consistente en que el volumen de distribución de una sustancia presente en el organismo es igual a la cantidad de dicha sustancia en el organismo dividido por su concentración en el plasma, y se basan en la aplicación de una serie de principios que deben cumplirse en todos los métodos de determinación de la composición corporal por dilución isotópica(170;174):

- El marcador debe distribuirse solamente en el agua corporal.
- La distribución del marcador debe ser igual en todos los compartimentos acuosos del organismo.
- El tiempo requerido para conseguir el período de equilibrio tras el suministro del marcador debe ser breve.
- El agua y el marcador no deben sufrir metabolización durante el período transcurrido hasta lograr el equilibrio.

Los métodos dilucionales emplean agua marcada con isótopos, los más empleados en la actualidad son el deuterio, el tritio, O^{18} , y más recientemente el bromo(175-178), que se administran por vía oral o intravenosa, se distribuyen en el volumen de agua corporal y, después de un período denominado de equilibrio para la distribución del isótopo, se obtienen muestras de sangre y orina en las que se determina el isótopo eliminado mediante técnicas que dependerán del trazador empleado, como cromatografía de gases y absorción por infrarrojos para el deuterio, detección de radiación gama para tritio, espectroscopia de masas para O^{18} , etc., conocida la cantidad administrada se deduce el volumen de ACT, a partir de la que se estima la MLG, por la relación matemática: $MLG = 1.37 \times ACT$; el período de equilibrio requerido se ha sugerido que sea superior a

6 h. para proceder a la toma de muestras, ya que intervalos de tiempo inferiores podrían conducir a errores en las estimaciones de composición corporal debido a variaciones interindividuales(179).

Debido a la infraestructura técnica requerida los métodos dilucionales están reservados para los laboratorios de investigación y no se emplean en el contexto clínico habitual de la valoración del estado nutricional, reservándose como técnicas de referencia; a esto se añade el riesgo potencial del empleo del tritio por ser radiactivo, lo que limita su uso en exploraciones repetidas y en los casos de mujeres gestantes y población pediátrica.

1.6.2.2. Hidrodensitometría.

La técnica de la densitometría hidrostática o hidrodensitometría por inmersión (HD), se inició a finales del siglo XIX, aunque no fue hasta principios de la década de 1940 cuando Behnke perfeccionó la técnica y se le añadió la medida del volumen residual pulmonar como método para determinar la densidad corporal, desarrollando un modelo bicompartimental de MG y MLG; siendo considerada en la literatura como la técnica de referencia dentro de los métodos densitométricos (138;180;181).

La validez de esta técnica para estimar la composición corporal requiere partir de una serie de asunciones previas:

- a) La densidad total del organismo es la resultante de sumar las densidades de todos sus componentes, y que las densidades de la MG y MLG son 0.9 y 1.1 g/cm^3 , respectivamente.
- b) Las densidades de los diferentes componentes corporales se mantienen relativamente constantes entre los individuos.
- c) Las proporciones de los componentes no grasos se mantienen relativamente constantes entre las personas.

- d) Las diferencias entre los valores obtenidos en un individuo y un organismo estándar que sirva de referencia se deben solamente al contenido graso.

La HD se basa en estimar la MG y MLG a partir del volumen corporal medido según el principio de Arquímedes. El volumen de un cuerpo es igual al volumen de agua desplazado por dicho cuerpo cuando es sumergido en el agua pesando al sujeto sumergido en un tanque lleno de agua después de haber realizado una espiración máxima, la densidad corporal se obtiene con el peso del sujeto fuera del agua y pesando al sujeto completamente sumergido en un tanque de agua, aplicando la fórmula 2:

$$D = \frac{Pa}{\frac{(Pa - Ph)}{Da} - (VR - 100)}$$

Fórmula 2. Densidad corporal por hidrodensitometría.

Siendo: Pa peso fuera del agua, Ph peso sumergido, Da densidad del agua, VR el volumen residual pulmonar medido por métodos de dilución con oxígeno o helio (algunos autores estiman el VR como el 25% de la capacidad vital) mediante un sistema de circuito cerrado, y 100 es el volumen estimado de gas intestinal, aunque la variabilidad de este parámetro es amplia (50-300 ml), y esta asunción podría introducir cierto error en la determinación de la densidad corporal. El VR puede ser medido como paso previo a la inmersión del sujeto, o bien durante la misma.

Una vez obtenida la densidad corporal se aplican las fórmula 3 de Siri(182):

$$\%MG = \left(\frac{4.95}{D} - 4.5 \right) * 100$$

Fórmula 3. Porcentaje de MG a partir de la densidad corporal según Siri.

O de Brozek(130), según la fórmula 4:

$$\%MG = \left(\frac{4.57}{D} - 4.14 \right) * 100$$

Fórmula 4. Porcentaje de MG a partir de la densidad corporal según Brozek y cols.

Para obtener el porcentaje de grasa corporal; como sabemos el peso corporal podemos estimar así la MG. No obstante, debido a variaciones en el contenido de gas intestinal y en el volumen residual, pueden existir variaciones en la MG estimadas por este método.

La HD se ha desarrollado principalmente para medir volumen corporal y a partir de este estimar el porcentaje de MG; esto conlleva tener que asumir como constantes ciertas proporciones en determinados componentes corporales como el ACT en los diferentes estados de hidratación y su variación en condiciones normales, y el contenido proteico y mineral, que no se mantienen en ciertas patologías descalcificantes y en otras condiciones fisiológicas como el envejecimiento y el caso de los atletas; lo que produciría una serie de errores de efectos acumulativos en la estimación final del porcentaje de MG respecto al peso corporal(183); por lo que se ha recomendado que para usar el modelo bicompartimental de HD como técnica de referencia en estudios poblacionales deben introducirse factores de corrección.

Esta técnica supone la inmersión del sujeto en un tanque de agua a 37 °C lo que requiere gran colaboración por parte del paciente y no puede emplearse fácilmente en niños, ancianos, enfermos respiratorios, enfermos críticos o posquirúrgicos. Además se añade una cierta complejidad técnica y requerimientos de instalaciones, por lo que reserva más bien a centros de investigación y no se emplea en la práctica clínica habitual.

Las limitaciones citadas anteriormente han llevado a los investigadores a preguntarse si la HD sigue siendo necesaria, aunque mantenga su utilidad en ciertas situaciones, como en el caso de pacientes gestantes, en los que debe evitarse la exposición a radiación que conllevan otras técnicas de referencia(124); por otro lado, en investigaciones recientes se revisa el concepto de densidad constante de la MLG, uno de los pilares sobre el que descansa el fundamento de la HD, y se concluye que, desde el punto de vista de un modelo basado en el nivel celular de composición corporal, la relación CSE/ACT sería la más influyente en la variabilidad de la densidad de la MLG, profundizando en los conceptos vigentes durante décadas en los que descasan los métodos de composición corporal que cuantifican la MG basándose en las constantes densitométricas de MG y MLG, como se comentó anteriormente en relación a las alteraciones que se producen en los compartimentos proteico, mineral y de ACT.

1.6.2.3. Pletismografía por desplazamiento de aire.

Desde mediada la década de 1990 se ha desarrollado una nueva técnica para determinar la densidad corporal, basada en principios físicos similares a la HD, se trata de la pletismografía por desplazamiento de aire (PdA)(184;185).

La PdA calcula el volumen del organismo siguiendo un proceso similar a lo que ocurría con el desplazamiento de agua al introducir el sujeto en el tanque durante la HD, a diferencia de esta, en la PdA se emplean los cambios en las presiones y se ha postulado como método alternativo a esta(181).

Mediante la introducción del sujeto en una cámara con un volumen de aire establecido previamente, se mide el cambio en el volumen intracameral de aire que implica la entrada del sujeto en la cámara, a través de unos dispositivos que detectan los cambios de presión intracameral. Estos cambios de presión detectados permiten medir el

volumen corporal, aplicando los principios físicos que relacionan presión y volumen a una temperatura constante.

Los pletismógrafos habitualmente empleados en los estudios de composición corporal son los sistemas denominados BOD-POD, que consisten en un dispositivo con dos cámaras separadas por un diafragma, en una cámara se introduce al sujeto, mientras la otra cámara sirve como referencia, conectado a un equipo informático (Figura 4).

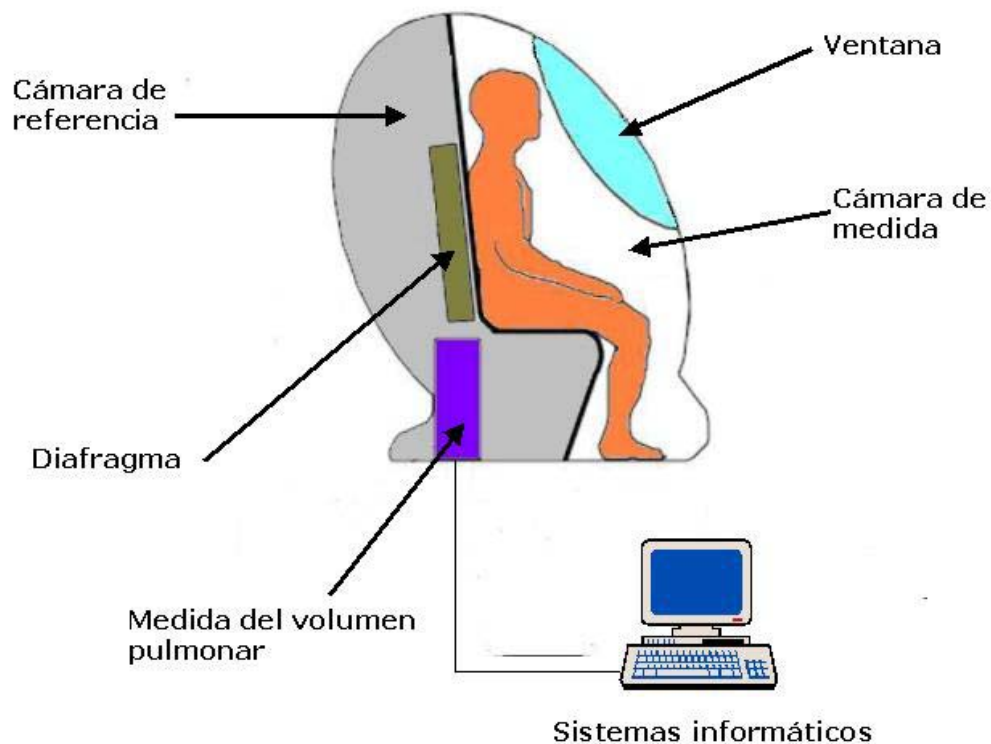


Figura 4. Esquema de la pletismografía por desplazamiento de aire.

Siguiendo la metodología de la HD, una vez obtenido el volumen del organismo, se calcula la densidad corporal y a través de ecuaciones validadas estimamos los valores de los compartimentos corporales, calculando el porcentaje de MG mediante la fórmula de Siri. Estudios sobre composición corporal publicados utilizan fórmulas que proponen coeficientes ligeramente menores que los de Siri cuando efectúan análisis de composición corporal en individuos de raza negra(186), basados en el concepto de la mayor densidad de la MLG de estos respecto a los de raza blanca.

Esta técnica de análisis de composición corporal es fácil de realizar y requiere poca colaboración por parte del sujeto, por lo que se puede emplear para estimar el porcentaje de MG en aquellas situaciones clínicas mencionadas anteriormente donde la HD no podía realizarse, como niños, sujetos discapacitados y ancianos; presenta algunas desventajas como el alto coste instrumental y que, aunque los estudios preliminares mostraron una buena concordancia con la HD, actualmente no está suficientemente validada con técnicas de referencia, ya que su metodología no evita las inexactitudes de los métodos bicompartimentales de asumir una densidad constante para la MLG, a esto se añaden diferencias entre estudios que pueden ser debidas a los distintos equipos empleados y falta de uniformidad en los protocolos, lo que hace que la PdA no se considere, por el momento, un método intercambiable con la HD, y para ser empleada como técnica de referencia es recomendable que se integre en modelos multicompartimentales(181)

1.6.3. Nivel celular.

En el nivel celular se distinguen tres compartimentos principales constituidos por la masa celular, el LEC y todo el componente de sólidos extracelulares; aunque algunos autores en la década de 1960 propusieron un esquema más funcional para el estudio de la composición corporal en este nivel, que consiste en un modelo de cuatro compartimentos que dividiría la masa celular en un compartimento de reserva formado por el tejido graso, y un compartimento metabólicamente activo constituido por el resto de la masa celular corporal(165); lo que resultaría en: MG, masa celular corporal, y los sólidos y líquidos extracelulares (Figura 1, Tabla 1), que es el modelo asumido en la actualidad y sirve de base en el estudio e investigación de la aplicabilidad de las constantes de hidratación y densidad de la MLG para la cuantificación de la MG(132;143;187).

En el análisis de este nivel es de especial interés el estudio de la MCC constituida por elementos sólidos celulares y el AIC, ya que

constituye el compartimento activo desde el punto de vista bioquímico y del metabolismo energético y está sujeto a una amplia variación durante el desarrollo y posterior envejecimiento del individuo; con un mayor aumento de MCC en los adolescentes varones debido a los andrógenos, y la subsiguiente disminución en la edad senil, paralela a la disminución de ingesta que ocurre en estas edades; esto va unido a una disminución de la masa esquelética y a un aumento del tejido adiposo y al volumen de LEC, este proceso es conocido como sarcopenia, concepto al que volveremos al hablar del paciente obeso(188); entre los individuos en edad senil puede encontrarse un subgrupo de pacientes que padecen obesidad sarcopénica, donde coexisten la obesidad y una disminución de la masa muscular; este subtipo de obesidad puede ser causada por factores como restricción de la actividad física, reposo prolongado en cama, envejecimiento, uso crónico de corticoides, trastornos gonadales, condiciones fisiológicas como el climaterio y patologías que producen una malnutrición proteica como la enfermedad renal terminal.

Hasta el momento actual no se han desarrollado métodos de composición corporal que midan directamente el compartimento de MCC, por lo que necesitamos modelos multicompartimentales, con la aplicación de varias técnicas: la MCC se estimaría mediante el K^{40} , el LEC por las técnicas dilucionales, el nitrógeno corporal total se estima mediante AAN y los CSE se estiman por su relación con el contenido mineral óseo medido por DEXA, como en un estudio reciente dirigido a mejorar el modelo clásico de estimación de la MCC basado en el PCT(189).

Posteriormente se han desarrollado modelos para medir MCC basados en el DEXA; este método, como veremos posteriormente, se basa en un modelo de tres compartimentos, MG, masa ósea y el llamado "tejido magro", que incluiría la MCC, el LEC y los sólidos extracelulares; partiendo de que medimos el LEC con técnicas dilucionales que emplean bromo, y tenemos la medida del tejido magro (en la literatura anglosajona se emplea el acrónimo LST de *Lean Soft Tissue*) por DEXA, podemos deducir

la MCC, efectuando una corrección para los sólidos extracelulares(190); dada la relativa sencillez y el poco coste del método del bromo, y la amplia disponibilidad de aparatos de DEXA, dispondríamos de un método asequible para emplear en clínica e investigación y así poder estimar la MCC, en contraste con las dificultades del método del PCT.

Por otro lado existen modelos para estimar la MCC mediante técnicas como el BIA(191;192), más asequibles a la práctica diaria; la investigación de estos modelos es debida al interés en detectar las disminuciones de MCC, ya que se asocian a un aumento de la mortalidad en diversos procesos patológicos; en trabajos previos ya se usó el AIC como un compartimento intercambiable con el de MCC(127); sin embargo debido a la falta de consenso y las alteraciones del compartimento de ACT en los estados de malnutrición y en los pacientes con sobrecarga hídrica, se requieren más investigaciones de cara a definir el papel que podría jugar el BIA en la determinación del compartimento constituido por la MCC(193).

1.6.4. Nivel tisular.

El nivel tisular fue el foco de atención de los primeros estudios de composición corporal realizados en análisis de cadáveres, hasta la década de los años 1960, pero debido a la presencia de procesos patológicos que producían alteraciones en órganos y tejidos, se abandonaron los intentos de realizar análisis de composición corporal en este nivel dirigiéndose a los niveles molecular y celular.

A nivel tisular los componentes del nivel celular se agrupan en diferentes sistemas de tejidos, órganos y sistemas; de tal manera que, a efectos de análisis de la composición corporal son de especial interés los tejidos óseos, adiposo y muscular, que en conjunto representan aproximadamente el 75% del peso corporal total en el sujeto considerado de referencia(129); y en el caso del tejido adiposo, además, se clasifica en

cuatro tipos de acuerdo con su distribución: subcutáneo, perivisceral, intersticial, y el localizado en la médula ósea amarilla.

Con la aparición de las modernas técnicas de imagen como la tomografía axial computarizada (TC) y la resonancia magnética nuclear (RMN), y su capacidad para medir volúmenes, comienza nuevamente un interés por los investigadores en profundizar en el análisis de composición corporal en el nivel tisular, con especial interés en el estudio y distribución de la grasa abdominal mediante cortes que permiten medir las diferentes áreas grasas y sus respectivos volúmenes(194), y así establecer su relación con el desarrollo de alteraciones metabólicas que dan origen a factores de riesgo cardiovascular.

El estudio y medición de volúmenes de tejido adiposo mediante técnicas de imagen ha supuesto que algunos autores hayan revisado recientemente la clasificación del tejido adiposo en el campo de la composición corporal(195); en un intento de unificar la terminología usada en los diferentes estudios cuando se refieren a la estimación de la MG y su distribución, y, más específicamente, delimitar lo que debería considerarse como compartimento adiposo visceral; así, por ejemplo, aunque los trabajos se refieren a la MG visceral como la situada en la cavidad abdominal, también existe MG visceral en las cavidades pélvica y torácica, si bien la que ha suscitado mayor atención por su relación con los factores de riesgo metabólico es la intraabdominal, sin embargo, las diferencias metabólicas entre tejido adiposo intra y extraperitoneal pueden conducir a que las cavidades abdominal y pélvica deban considerarse como un compartimento único; por lo que se ha propuesto una clasificación basada en valoración del compartimento adiposo a nivel tisular por métodos de imagen que, de forma resumida, sería la siguiente(195):

- Tejido adiposo total: que excluye médula ósea, manos y pies.
- Tejido adiposo subcutáneo: superficial y profundo.
- Tejido adiposo interno: visceral, no visceral y otros depósitos adiposos debidos a diferentes patologías.

A su vez, el compartimento adiposo visceral se subdividiría en:

- Intratorácico: intra y extrapericárdico
- Intraabdominopélvico dividido en intra y extraperitoneal, el tejido adiposo extraperitoneal se dividiría en intraabdominal e intrapélvico, y el intraabdominal se subdividiría en pre y retroperitoneal. Finalmente, en los compartimentos intrapélvico y retroperitoneal habría las subdivisiones correspondientes a las vísceras correspondientes.

El avance en los métodos de resonancia nuclear permitirá conectar el estudio mediante imágenes de alta resolución de un compartimento adiposo concreto con su composición lipídica y avanzar en el conocimiento de las propiedades metabólicas de los compartimentos adiposos, generando un campo específico dentro de la investigación en obesidad.

En este nivel también constituye un objetivo importante la determinación de la masa muscular corporal, ya que es el compartimento de mayor volumen en el adulto sano y donde tienen lugar importantes procesos fisiológicos, y en el que influyen variables como edad, sexo, raza, ejercicio físico, y procesos como la sarcopenia y otros procesos patológicos; de ahí que varios autores desarrollen modelos para estimar la masa muscular con técnicas como BIA, PCT y antropometría; contrastados con la RMN, considerada la técnica de referencia para medir masa muscular en la actualidad(196-199).

1.6.5. Nivel corporal total.

En el nivel corporal total se valoran características corporales como el tamaño, forma y unas determinadas características fenotípicas mediante una serie de medidas como estatura, peso, circunferencias y pliegues corporales, anchuras, medidas de segmentos corporales como el longitud talón-rodilla, IMC, superficie corporal, etc.; algunas de de estas medidas serán comentadas en el apartado correspondiente a la

antropometría, por ser esta técnica de análisis de la composición corporal la que agrupa los métodos de medida utilizados en este nivel(129), y que van dirigidas de forma primordial a la estimación de la GCT a través de modelos matemáticos para evaluar si existe un exceso de adiposidad en el individuo.

Aunque se usen de manera indistinta, se debe tener en cuenta que los términos GCT y tejido adiposo corresponden a nivel diferente dentro del modelo de cinco niveles de composición corporal; y no son compartimentos equivalentes ya que técnicas como el DEXA y la PdA estiman GCT que es un compartimento del nivel molecular constituido por triglicéridos en su mayor parte, y técnicas de imagen como RMN y TC evalúan el volumen de tejido adiposo, un compartimento del nivel tisular, constituido en un 80% de grasa, pero, así como también existe grasa fuera del tejido adiposo, y de forma más marcada en condiciones patológicas, este tiene otros constituyentes que no son grasa, como por ejemplo los tejidos de sostén, entre los que existen proteínas, agua y minerales; por lo tanto, aunque la cuantificación de ambos compartimentos en adultos pueda ser similar, grasa y tejido adiposo son compartimentos diferenciados tanto en el plano metabólico, como en el estrictamente cuantitativo de composición corporal(195;200).

Como conclusión de este apartado y en referencia al futuro del estudio de la composición corporal, algunos autores han puesto de manifiesto que el modelo de composición corporal de cinco niveles debe considerarse la primera fase de la investigación en composición corporal, y debe ponerse el énfasis en el desarrollo y aplicación de nuevos métodos de análisis, como el caso de la tomografía por emisión de positrones (PET), la RMN funcional y la resonancia magnética espectroscópica, más que en perfeccionar los métodos ya establecidos, que permiten estudiar subcompartimentos dentro de los ya definidos, relacionando la masa y composición con su función biológica, un ejemplo sería estudiar la masa de células β del páncreas con la secreción de insulina en respuesta a los

tratamientos y estilos de vida; estos y otros campos de investigación, como los citados en el apartado anterior referentes al estudio de los compartimentos adiposos, abrirían de forma muy importante la investigación en composición corporal y su aplicación en clínica, y contribuirían a la ampliación del conocimiento biológico del organismo(201)

1.7. Impedancia bioeléctrica.

El método de análisis del BIA se centra en el estudio de la composición corporal en el nivel II ó molecular midiendo una propiedad física del cuerpo humano como es su capacidad para conducir la corriente eléctrica.

1.7.1. Bases físicas.

El BIA es una técnica que se basa en la variación que sufre una corriente eléctrica alterna de una intensidad lo suficientemente pequeña para no ser percibida por el sujeto, al pasar a través del organismo, asumiendo que el cuerpo humano y sus segmentos (extremidades) se pueden considerar como conductores cilíndricos con una longitud y un área determinadas. La oposición que ofrece un conductor, en nuestro caso el organismo, al paso de la corriente eléctrica se denomina impedancia.

El BIA se basa en la ley de Ohm, aplicando el concepto de que la impedancia es directamente proporcional a la longitud L del conductor, e inversamente proporcional a la superficie de sección A de dicho conductor (123;193;202;203) (Fórmula 5 y Figura 5):

$$Z = \rho \frac{L}{A}$$

Fórmula 5. Fórmula general para la impedancia de un conductor.

Siendo ρ la constante de resistividad, que depende del tipo de conductor.

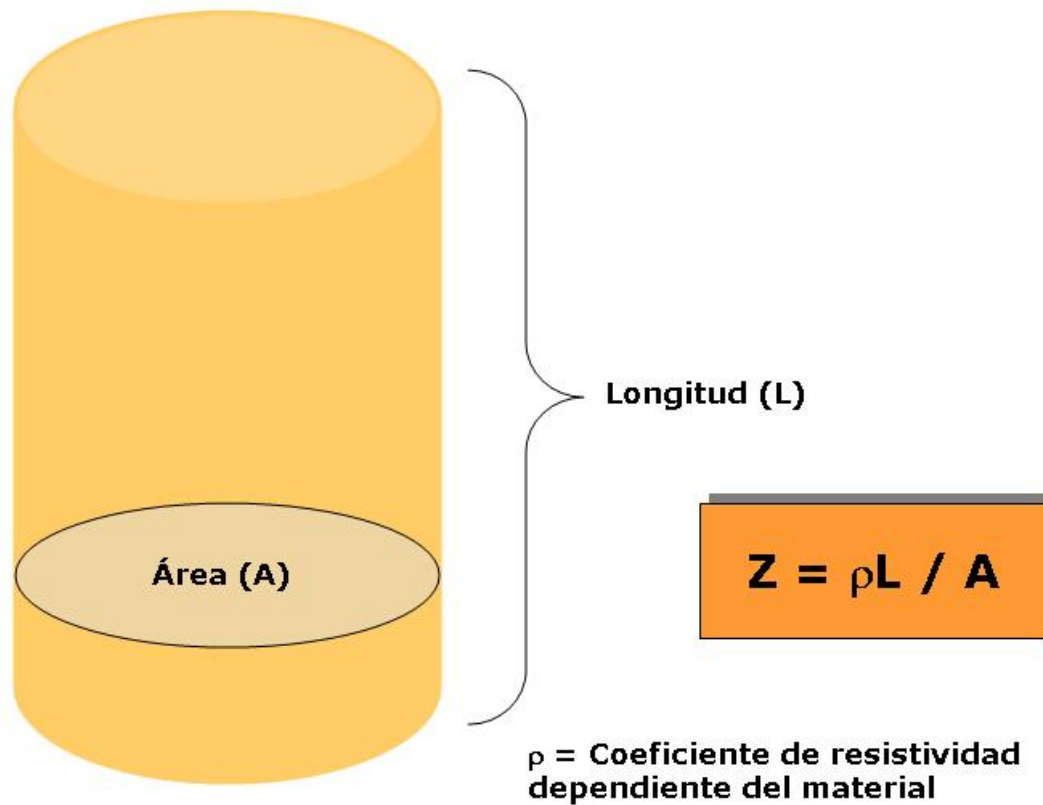


Figura 5. Base física de la impedancia bioeléctrica.

Si multiplicamos numerador y denominador por L tenemos: $Z = \rho L^2 / AL$
 Como $AL = V$, siendo V el volumen del conductor cilíndrico, sustituyendo y despejando en la fórmula anterior, se obtiene la fórmula 6:

$$V = \rho \frac{L^2}{Z}$$

Fórmula 6. Volumen de un conductor a partir de la impedancia.

El término L, cuando usamos el BIA en clínica humana se asume que es la talla del individuo, mientras que el volumen resultante, V, estaría representado por el ACT, o bien por la MLG, debido a la relación existente entre ambas citada anteriormente, siendo este principio el que subyace en el concepto de índice de resistencia (IR), del que se hablará más adelante, que ha sido establecido en numerosos estudios como la variable predictiva, considerada individualmente, que obtiene los coeficientes más elevados en las ecuaciones de regresión desarrolladas para estimar ACT y MLG(204).

Estas funciones matemáticas asumen el cuerpo humano como un solo cilindro conductor de sección A uniforme, habiendo sido el punto de partida para el desarrollo del modelo básico del BIA a partir de finales de la década de 1960(205); esta asunción no se cumple en la realidad, pero sus consecuencias en la validez del BIA sigue siendo objeto de discusión en la literatura, de tal forma que otros autores prefieren asumir el organismo como cinco cilindros de sección variable conectados en serie, que contribuyen de forma diferente a la impedancia total del organismo, como comentaremos más adelante.

La conductividad del organismo para la corriente depende de su contenido en agua y electrólitos, por lo que la conductividad de la MLG será mayor que en caso de la MG, y la impedancia depende de la frecuencia de dicha corriente. A frecuencias de 1-5 kHz la corriente pasa solamente por los líquidos extracelulares, mientras que a frecuencias mayores de 50-100 kHz pasa los líquidos extra e intracelulares, proporcionando una medida más precisa del ACT, y, por extensión de la MLG, habiéndose comprobado que en las ecuaciones de regresión obtenidas para estimación de MLG las mejores correlaciones con técnicas de referencia se obtienen con frecuencias de 50 kHz(202;206-209). En la Figura 6 vemos un esquema en que la corriente de baja frecuencia, en color verde, se propaga como si no existieran las células y las interfases tisulares, mientras que la corriente de alta frecuencia, en rojo, atraviesa las membranas celulares y se propaga por el interior de la célula.

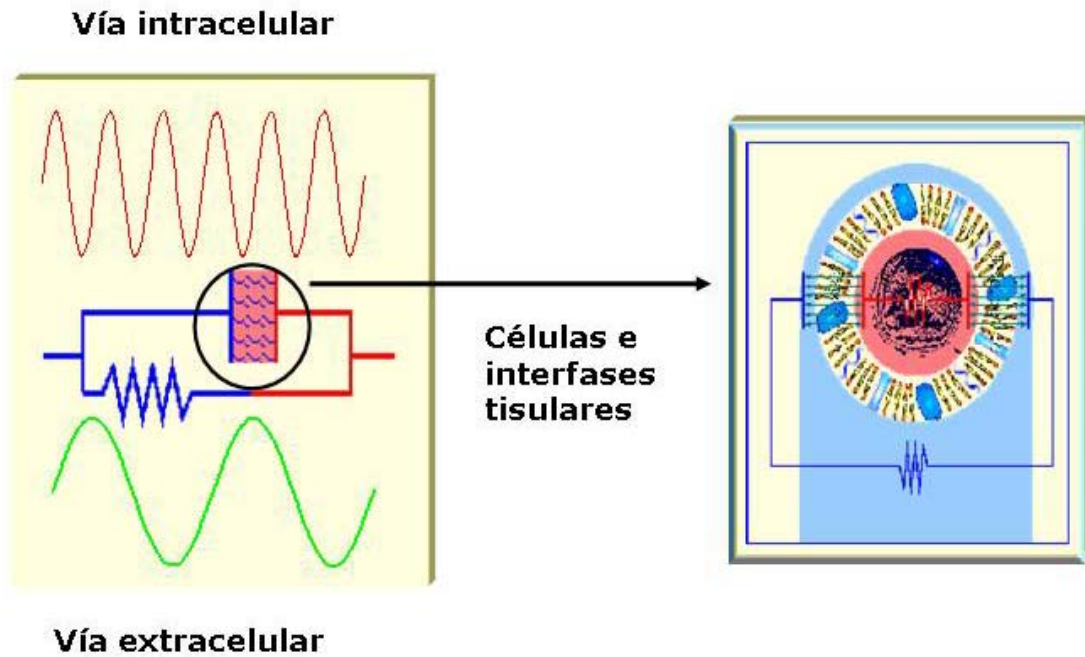


Figura 6. Trayectos de la corriente eléctrica según su frecuencia.

La impedancia tiene dos componentes y se expresa según la fórmula 7:

$$Z = \sqrt{R^2 + Xc^2}$$

Fórmula 7. Componentes eléctricos de la impedancia.

Siendo: Z: impedancia, R: resistencia, Xc: reactancia

Utilizando un símil eléctrico, la reactancia está causada por las propiedades dieléctricas de las interfases tisulares y de las membranas celulares al paso de la corriente, las cuales al actuar como placas de un condensador se cargan en sentido contrario de forma alternativa durante un breve período de tiempo, produciendo un retraso en temporal en la circulación de la corriente eléctrica; mientras que la resistencia es la oposición simple del organismo al paso de la corriente. La resistencia está relacionada directamente con el contenido de agua y electrólitos de los fluidos intra y extracelulares, mientras que el significado biológico de la reactancia es menos claro.

Las relaciones vectoriales entre impedancia, resistencia, reactancia y el ángulo formado entre ambos vectores, llamado ángulo de fase, se esquematizan en la Figura 7, de la que se desprende que a frecuencias de corriente muy bajas la impedancia está determinada casi totalmente por la resistencia, mientras que conforme va aumentando la frecuencia el ángulo de fase y el componente reactivo de la impedancia también aumentan, debido a que la corriente eléctrica atraviesa las membranas celulares y las interfases de los tejidos, lo que lleva a una disminución proporcional del valor de la resistencia, en los estudios de composición corporal con BIA realizados con las frecuencias habituales, los términos de impedancia y resistencia se usan de forma equivalente ya que la reactancia supone aproximadamente el 10% del valor total de la impedancia; a medida que la frecuencia de la corriente aumenta su penetración es casi idéntica en todos los tejidos, con lo que la reactancia vuelve a disminuir, de tal forma que a frecuencias mayores de 100 KHz. el componente reactivo de la impedancia es mínimo.

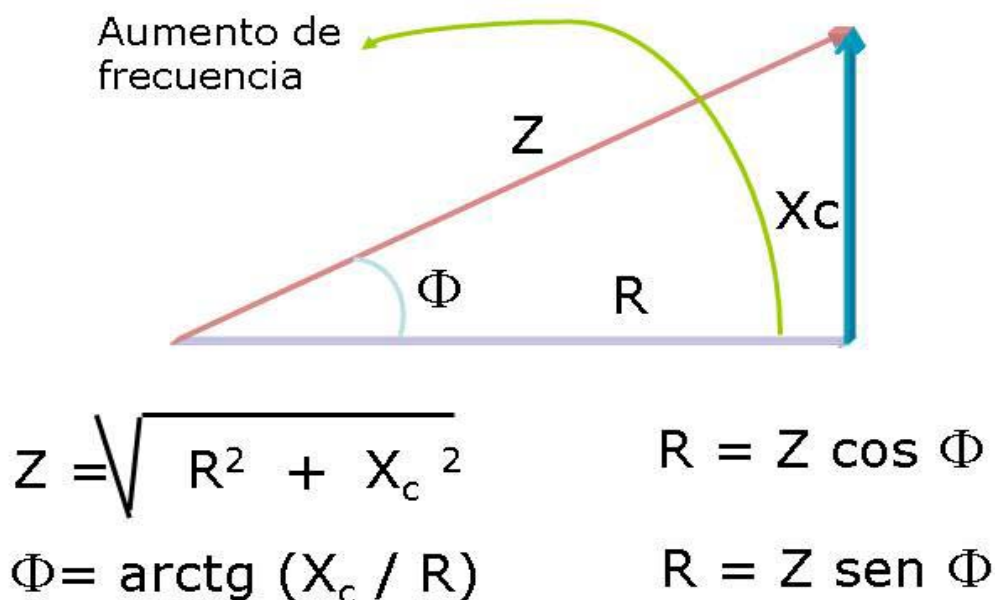


Figura 7. Relaciones geométricas de los componentes de la impedancia.

Siendo: Z Impedancia, R Resistencia, Xc Reactancia, ϕ Ángulo de fase.

Aunque las implicaciones clínicas del ángulo de fase no están totalmente establecidas existen estudios sobre su papel como índice pronóstico en diversas patologías debido a su relación con la MCC y como parámetro en la determinación del porcentaje de MG(210), y estudios más recientes sobre su utilidad en la valoración y seguimiento de tratamientos nutricionales en pacientes pediátricos(211).

Una revisión reciente señala que el ángulo de fase también reflejaría el funcionalismo de la membrana celular y el estado de la relación de los compartimentos líquidos intra y extracelulares, y sería un predictor de la tasa metabólica basal en pacientes con obesidad mórbida, así como su utilidad en las patologías con una importante alteración de los compartimentos corporales en los casos de retención hídrica por fallo renal o hepático, en los que las ecuaciones estándar de BIA no pueden estimar de forma fiable la composición corporal, como índice de ayuda para evaluar el pronóstico; de una forma más amplia el ángulo de fase sería un indicador general de salud sirviendo de ayuda para la evolución de patologías graves que afectan o bien están condicionadas por el estado nutricional del paciente(212).

1.7.2. Clasificación de los métodos de BIA.

Desde que comenzó a aplicarse en clínica, y con la comercialización de diversos modelos de aparatos de BIA a partir de la década de 1980, este método ha ido suscitando cada vez mayor interés para su aplicación en el análisis de composición corporal, existiendo estudios poblacionales que desarrollan ecuaciones predictivas para MLG, MG y porcentaje de MG basadas en el BIA, y validadas con técnicas de referencia(213-216).

El BIA es, probablemente, la técnica más utilizada en los trabajos publicados en la literatura sobre composición corporal, y sometida a numerosos estudios de validación en diferentes contextos fisiopatológicos(78;206;209;215;217-236), estudios comparativos entre diversos aparatos de BIA(237;238), y autores que han revisado las

diferentes ecuaciones desarrolladas frente a diferentes técnicas de referencia, así como diversas ecuaciones empleadas para validación cruzada(193;204).

Las limitaciones de las primeras exploraciones para analizar la composición corporal, producidas por asunciones previas sobre compartimentos corporales, que no se cumplen entre diversas poblaciones y diferentes situaciones clínicas, ha conducido a intentar desarrollar otros modelos de BIA que permita aplicar esta técnica en los diversos contextos clínicopatológicos y obtener mediciones fiables en los análisis de la composición corporal.

1.7.2.1. Según el modelo físico.

La diversidad de los métodos actuales de análisis de composición corporal mediante BIA requiere ser sistematizada para su estudio, y, partiendo de que las estimaciones del BIA en composición corporal se realizan mediante modelos matemáticos que tienen la misión de interpretar las propiedades bioeléctricas del organismo(239), la agrupación de estos modelos según las frecuencias empleadas y según el modelo físico eléctrico que se aplique a los compartimentos corporales permite clasificar el BIA en los siguientes tipos:

A. Modelo monofrecuencia en serie.

Es el modelo clásico(205) y el más utilizado en la clínica diaria. Este modelo usa una frecuencia fija de 50 kHz. y parte de una serie de asunciones previas:

- Equipara el organismo a un conductor monocilíndrico con sección uniforme, y es el modelo a partir del que se han derivado las fórmulas y relaciones geométricas mencionadas en los apartados anteriores, que siguen siendo utilizadas actualmente, esta asunción conduce a inexactitudes debido a la diferente contribución del tronco y los miembros a la resistencia corporal total, más manifiesta en

situaciones patológicas que conducen a retenciones hídricas, lo que limita la aplicación de este modelo, lo que dio origen a que se realizaran conferencias de consenso para estandarizar su realización y aplicaciones(240).

- El volumen del conductor corresponde al volumen de líquido contenido en dicho conductor, esta premisa para estimar ACT se cumple en casos en los que no existen alteraciones entre los dos compartimentos que constituyen el ACT (AIC y AEC), pero no en situaciones patológicas que alteran estas relaciones, como en caso de enfermedades renales, o procesos fisiológicos como el envejecimiento.
- Los compartimentos de AIC y AEC se comportan como circuitos conectados en serie separados por una pared celular, de tal forma que la impedancia corporal resulta de la fórmula 7, esta asunción, aunque no se cumple en la realidad, no afecta a las estimaciones de composición corporal realizadas en población sana, pero provoca errores en situaciones clínicas que conllevan alteraciones en estos compartimentos(202;241).
- La hidratación de la MLG permanece constante, esta asunción, que constituía una limitación en los modelos bicompartimentales de composición corporal, también influye en el caso del BIA que estima la MLG a partir del ACT, ya que no se cumple en las diferentes poblaciones de estudio.

B. Modelo monofrecuencia en paralelo.

Estos modelos presentan más similitudes con la configuración real del organismo que el modelo anterior, también utiliza una frecuencia de 50 kHz y asume que los compartimentos de AEC y AIC son circuitos paralelos; pero debido a que con estas frecuencias la penetración de la corriente en el espacio intracelular es incompleta, se necesita de la construcción de modelos diferentes que asuman que la resistencia es función del ACT, o bien del AEC, para su aplicación de forma más fiable en los casos de alteraciones en la composición hídrica del organismo. La

mayoría de aparatos comerciales de BIA suministran los datos basados en modelos en serie, y necesitan ser transformados mediante ecuaciones matemáticas para calcular sus equivalentes a un modelo en paralelo(202;239).

C. Modelo multifrecuencia en serie.

Estos modelos surgen de las evidencias recientes que ponen de manifiesto que una única frecuencia de 50 kHz puede no ser la más idónea para analizar la composición corporal debido que se ha observado que a frecuencias bajas, de 1-5 kHz., la corriente se mueve alrededor de las células, mientras que a frecuencias altas, de 100-500 kHz., la corriente penetra en su interior; sugiriendo que el estudio de la impedancia corporal en varios rangos de frecuencia proporcionaría estimaciones más fiables del AEC y del ACT, y por extensión, de la MLG(202); sin embargo este modelo presenta la limitación de considerar también que el AEC y AIC presentan el mismo comportamiento al asumir que están colocados en serie, sin embargo la resistencia específica al paso de la corriente a altas frecuencias depende de su penetración en el AIC y de la relación de este compartimento con el AEC; existiendo variaciones interindividuales y en diversas situaciones patológicas que presentan limitaciones a este modelo.

D. Modelo multifrecuencia en paralelo.

Este modelo también trabaja con diferentes frecuencias pero, a diferencia del anterior, parte del supuesto de que las resistencias específicas de los compartimentos representados por el AIC y AEC son diferentes; así la resistencia a baja frecuencia correspondería al AEC, y la resistencia del AIC estaría representada por una función que incluiría bajas y altas frecuencias; de este modo tendríamos un modelo matemático para cada compartimento del ACT, permitiéndonos estimarlos por separado.

E. Modelo Cole-Cole multifrecuencia en paralelo.

En este modelo se parte de que a frecuencias de 0 kHz la corriente no penetra en las membranas celulares y solo circularía por los fluidos

extracelulares (AEC), representando el valor de la resistencia corporal total en este caso; mientras que a frecuencias muy elevadas (o teóricamente a valor infinito), la corriente atravesaría también el interior celular, y el valor de la resistencia representaría la combinación de ambos compartimentos AIC y AEC. Los aparatos de BIA basados en los modelos anteriores, trabajan con frecuencias fijas preestablecidas, en cambio en este modelo, se emplea una estrategia basada en analizar un amplio rango de impedancias producidas a diferentes frecuencias. Debido a consideraciones prácticas y a la existencia de numerosos artefactos con el empleo de corrientes a frecuencia cero y a valores muy elevados, en condiciones habituales se emplean frecuencias de corriente que varían desde 1-5 kHz hasta 1 MHz.

Los valores ideales de las resistencias para estimar los compartimentos del ACT, se obtienen mediante gráficos llamados Cole-Cole, similar al representado en la Figura 7, en el que la resistencia se representa en abscisas, contra la reactancia en ordenadas; cuando se representan todos los valores de resistencia y reactancia generados por las diferentes frecuencias, obtenemos una serie de valores de impedancia de forma semicircular, de tal forma que mediante extrapolación matemática en ambos extremos del semicírculo obtenemos la intersección con el eje de abscisas en dos puntos imaginarios, en el punto más alto del eje de resistencia teóricamente estaríamos midiendo el AEC; mientras que a medida que aumenta la frecuencia, hasta un valor de intersección más bajo del eje de abscisas, en que mediríamos ACT. En este modelo se basa el BIA espectroscópico(193;202;239).

Para su aplicación en estudios de composición corporal se pueden calcificar atendiendo a tres criterios: a) según la colocación de los electrodos en la superficie cutánea, b) según los métodos de medida de la impedancia y c) según la interpretación del valor de la impedancia medida, teniendo también en cuenta los criterios de clasificación de los modelos matemáticos mencionados en el apartado anterior, en la Tabla 5

se presentan resumidas las características de las diferentes modalidades de BIA.

Método	Tipo de BIA	Características principales
Según la posición de los electrodos	Distal	BIA clásico, el valor de impedancia se reparte en 40% MM.SS, 50 % MM.II y 10% tórax
	Proximal	Cuestionable su utilidad en mejorar las variaciones del compartimento líquido
	Segmentario	Son necesarios de 4 a 8 electrodos, no está estandarizado
Según el método de medida de la impedancia	Monofrecuencia	Frecuencia fija a 50 kHz, desprecia la reactancia
	Multifrecuencia	Amplio rango de frecuencias, mejor estimación del ACT
Según interpretación de la impedancia	Convencional	Considera el cuerpo como un cilindro con una hidratación constante
	Vectorial	No realiza asunciones, mide Z, R y Xc
	Espectroscópico	Similar al multifrecuencia, utiliza métodos matemáticos, permanece en investigación

Tabla 5. Métodos de análisis de la composición corporal mediante bioimpedancia.

Siendo: MM.SS Miembros Superiores, MM.II Miembros Inferiores, ACT Agua Corporal Total, Z Impedancia, R Resistencia, Xc Reactancia.

1.7.2.2. Según la posición de los electrodos.

A. BIA distal.

La impedancia medida en la superficie corporal depende de la frecuencia de la corriente y de la posición de los electrodos, la metodología usada más frecuentemente consiste en un pletismógrafo tetrapolar (cuatro electrodos), para reducir la influencia de la impedancia cutánea, que se colocan en brazo y pie derechos; uno encima de la articulación metacarpofalángica del tercer dedo y otro en la zona dorsal del antebrazo en la línea que une las cabezas radial y cubital, los otros dos electrodos se colocan encima de la articulación metatarsfalángica del

tercer dedo, y en el tobillo, en la línea que une el maléolo tibial y peroneo en la cara anterior de la pierna, los electrodos radio-cubitales y tibio-peroneos son los receptores y los metacarpianos y metatarsianos serían los inyectores de la corriente eléctrica (Figuras 8 y 9).

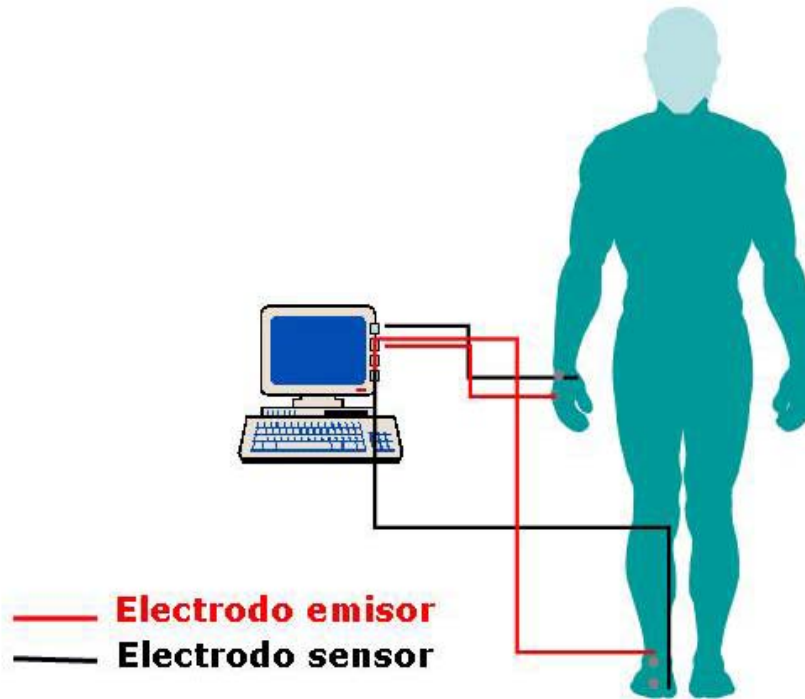


Figura 8. Esquema de la impedancia bioeléctrica tetrapolar convencional.



Figura 9. Técnica de realización de impedancia bioeléctrica convencional.

Los aparatos más habituales emplean una corriente alterna de 50 kHz y 800 μ A que no produce molestias al paciente, esta colocación de los electrodos es la conocida como cuerpo entero y en un sujeto con una hidratación normal, la impedancia total está compuesta en un 50% por la impedancia de miembros inferiores, 40% por los miembros superiores y el 10% restante por la impedancia del tronco (Figura 10).

B. BIA proximal.

Para intentar mejorar la estimación de ciertos compartimentos corporales, como la denominada masa delgada (LBM, de su acrónimo anglosajón *Lean Body Mass*), equivalente a la MLG, y de los fluidos intra y extracelulares, se han desarrollado modalidades de BIA variando la posición de los electrodos radio-cubital y tibio-peroneo y colocándolos en las fosas antecubital y poplíteas, consiguiendo el denominado BIA proximal.

Esta modalidad de BIA se basa en el hecho de que los diferentes segmentos corporales no contribuyen por igual a la resistencia corporal

total, como mencionamos antes y siguiendo el modelo de los cinco cilindros, sino que los miembros inferiores y superiores representarían aproximadamente el 50% y 40 % respectivamente, cuando su contribución al peso corporal, y a la MLG, es del 17% y 7%; por el contrario el caso del tronco representa el 10% de la resistencia total y el 53% del peso corporal(242) (Figura 10).

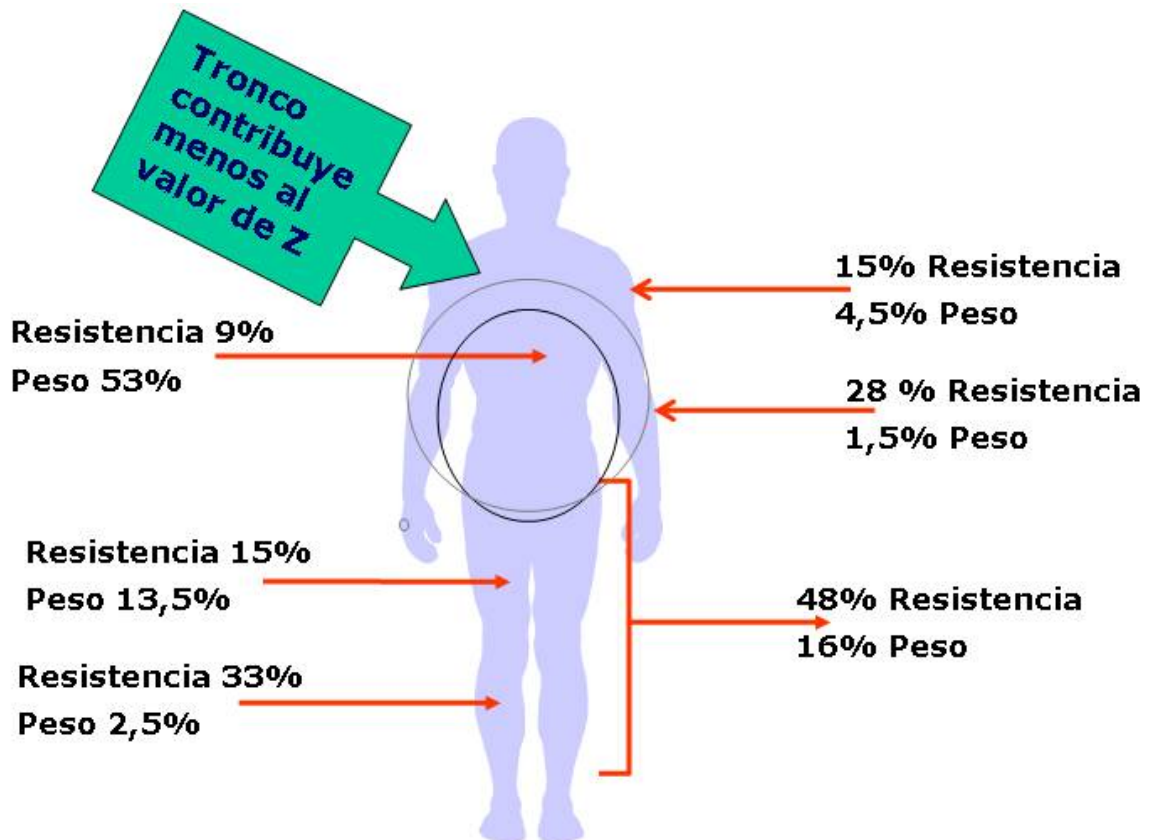


Figura 10. Comportamiento eléctrico del organismo en el análisis por bioimpedancia.

Dentro del componente de resistencia aportado por los miembros, el antebrazo y la pierna representan el 28% y 33%, respectivamente, de la resistencia corporal total, cuando su contribución conjunta al peso corporal total es aproximadamente del 4% (Figura 10); esto llevó a realizar estudios bajo la hipótesis de que la realización de BIA proximal tendría mayor sensibilidad para detectar cambios en el volumen de los líquidos corporales y valores estables de la MLG. Sin embargo quedaría el interrogante de cómo afecta a esta modalidad de BIA el acumulo de líquido en esta zona de los miembros.

Estudios posteriores no han confirmado la superioridad del BIA proximal frente al distal, tanto en equipos mono o multifrecuencia.

C. BIA segmentario.

Por último la modalidad de BIA conocida como BIA segmentario consiste en posicionar los electrodos en los extremos del miembro superior e inferior, y en el tronco según varias técnicas descritas en la literatura(241;243-245); sin embargo esta técnica presenta dificultades al establecer los puntos de referencia en los cuales deben colocarse los electrodos, razón por la que todavía no se halla estandarizada; si bien existen autores que han estudiado la utilidad del ángulo de fase en el BIA segmentario del tronco para estimar el porcentaje de MG(210).

Aunque el BIA segmentario se halla en proceso de validación con técnicas de referencia y no se ha demostrado su eficacia en clínica, sus principios teóricos pueden ser de aplicación en la valoración de los cambios de la masa muscular y la distribución regional de la grasa ligada a factores de riesgo y sus variaciones durante el ejercicio físico o los tratamientos reductores de peso, así como en patologías que influyen en la distribución de los líquidos corporales como ascitis, pacientes en diálisis, quemados, etc(246).

Recientemente, basados en estudios previos de que impedancias de segmentos corporales se correlacionan con la impedancia corporal medida por el método tetrapolar(245), se han desarrollado otros sistemas de impedancia como el TBF 105, TBF 305, que incorporan los electrodos en la zona de la planta de los pies, en forma de dos placas metálicas subdivididas para la zona del talón y la planta del pie(247), en un dispositivo similar a una báscula de baño, donde se coloca al paciente como si se tratara de pesarlo; este dispositivo va unido a una consola donde se introducen los datos antropométricos del paciente, posteriormente en una pantalla y una impresora aparecen los datos

relativos al análisis corporal de MG y MLG, porcentaje de MG y ACT (Figuras 11 y 12).

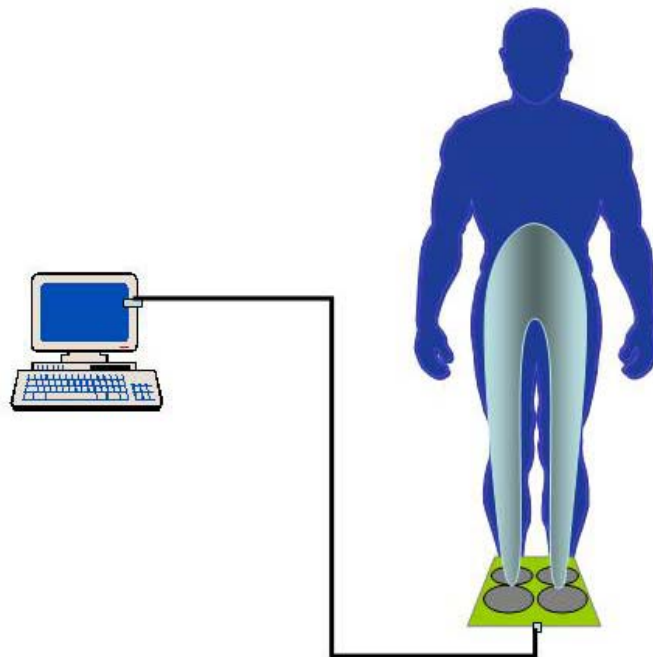


Figura 11. Impedancia bioeléctrica tetrapolar tipo TBF.



Figura 12. Técnica de realización de bioimpedancia tipo TBF.

Este sistema de impedanciometría podría representar ciertas ventajas sobre el método tetrapolar clásico en cuanto a simplificación de la técnica de realización ya que no se requiere entrenamiento del operador en el posicionamiento de los electrodos, reduciendo el posible factor de variación interoperador, el peso del sujeto es medido directamente por el sistema facilitando la realización de la exploración en los casos de trabajos de campo con poblaciones amplias, y en cuanto a material, no requiere el empleo de electrodos desechables; existiendo autores que han realizado estudios de validación con este modelo de BIA(248;249).

Recientemente se ha desarrollado un modelo de BIA monofrecuencia a 50 KHz. que añade otros 4 electrodos al sistema tetrapolar de los modelos TBF citados, suponiendo un total de 8 electrodos que permitiría obtener conjuntos de datos de impedancia corporal total y segmentaria mejorando la estimación de la masa muscular esquelética y del porcentaje de MG respecto a los equipos que emplean 4 electrodos en la zona plantar(250), en la figura 13 se observan los dos modelos de BIA TANITA® monofrecuencia.



BIA tetrapolar

BIA 8 electrodos

Figura 13. Equipos de BIA monofrecuencia tipo TANITA.

1.7.2.3. Según los métodos de medida de la impedancia.

A. BIA monofrecuencia.

Es el BIA estándar y el que se emplea habitualmente en clínica, trabaja a una frecuencia única a 50 kHz, a esta frecuencia el componente de reactancia se desprecia y se asume que el componente de resistencia equivale a la impedancia corporal (Figura 13).

Con el BIA monofrecuencia el ángulo de fase (Figura 7), se mantiene entre 8 y 15 grados, pero varía ampliamente al variar las frecuencias; por ello es otro de los parámetros que se estudia en los análisis de composición corporal con BIA multifrecuencia, y recientemente varios investigadores intentan establecer relaciones entre los valores del ángulo de fase y diversos estados patológicos(101;210-212;251-272).

B. BIA multifrecuencia.

Existe otro modelo de equipos de BIA denominados multifrecuencia, en contraposición a los monofrecuencia que trabajan a una frecuencia fija de 50 KHz, y que disponen de un abanico de frecuencias fijas o programables de hasta 500 kHz, aunque no suelen emplearse frecuencias mayores de 125 MHz (Figura 14).

La aplicación y base fisiológica del uso de aparatos multifrecuencia viene dada porque a frecuencias bajas (rango de 1-5 kHz) la corriente pasa solamente a través del líquido del espacio extracelular (LEC), mientras que a frecuencias más elevadas, de orden de 200 kHz – 1 MHz pasa también por el líquido del espacio intracelular (LIC), obviando los efectos dieléctricos de las membranas celulares.



Figura 14. Equipo BIA multifrecuencia modelo BIOSCAN.

Los valores de resistencia medidos a frecuencias bajas se interpretan como resistencia extracelular, y los valores de frecuencias altas como resistencia total, compuesta de la resistencia intra y extracelular obteniéndose una estimación más precisa del ACT.

La medida del ACT (suma de AEC y AIC) es la mejor correlacionada con la MLG para estimar la composición corporal en sujetos sanos, sin embargo los cambios evolutivos que ocurren en determinadas patologías (obesidad, malnutrición, estados edematosos, enfermos críticos, etc.) son diferentes según se considere el LIC o el LEC, y es aquí donde tiene su mayor aplicación la impedancia multifrecuencia para monitorizar los cambios que ocurren en el AIC y AEC por separado(273); al igual que ocurre con la impedancia monofrecuencia, las ecuaciones desarrolladas para estimar AEC y ACT se contrastan con métodos de referencia como las técnicas dilucionales(274-279), en la figura 15 se puede observar un modelo de BIA multifrecuencia TANITA® de 8 electrodos.



Figura 15. Equipo BIA multifrecuencia modelo TANITA.

C. BIA espectroscópico.

Este método de BIA se basa en principios similares al BIA multifrecuencia y consiste en determinar la resistencia extracelular y total

por métodos matemáticos de interpolación, generando un espectro de vectores de impedancia, obtenidos haciendo un número elevado de determinaciones (hasta 500) a diferentes frecuencias, que varían en el espectro de 1 kHz a 1MHz, lo que permite estimar de forma diferenciada los dos compartimentos del ACT, el AEC y AIC; a diferencia del BIA monofrecuencia a 50 KHz. que estima el ACT a partir del AEC y es válido en situaciones de normalidad en los compartimentos líquidos del organismo, este modelo de BIA al estimar de forma independiente el AEC y AIC permitiría un aproximación más fiable al compartimento de ACT en situaciones patológicas(280).

El BIA espectroscópico aplica el modelo Cole-Cole y en otros casos se usa también la teoría de Hanai, basada en que la resistencia de un fluido conductor se incrementa a medida que aumenta la cantidad de materiales no conductores en suspensión, estos materiales estarían representados en el organismo por las células; esta teoría, se basa en aplicar los modelos matemáticos obtenidos en experimentos in vitro extrapolándolos a su uso in vivo; pero este modelo choca con limitaciones debidas a que realiza una serie de asunciones, como son la resistencia constante de los fluidos corporales, que no se cumplen en situaciones fisiopatológicas reales y necesitarían ajustes(281); por esto diversos estudios no han confirmado la superioridad de estos modelos al ser validados con técnicas de referencia(221;232;241;281-284); por otro lado diversos factores como la influencia de cambios posturales y la ingestión de líquidos resta validez a esta técnica, lo que implica una gran dependencia en el cumplimiento de unos protocolos de exploración bien establecidos, a pesar lo que la variabilidad en sus resultados no permiten su empleo en la estimación de pequeños cambios en los compartimentos de ACT, LEC y LIC(285).

Debido a lo citado anteriormente, y a pesar de que este modelo de BIA permite diferenciar entre los compartimentos líquidos del organismo implicados en ciertas patologías(286), desplazando en este campo al BIA

monofrecuencia, y aunque ha sido contrastado frente a técnicas dilucionales(285) persiste la dificultad de medir la impedancia a baja y/o alta frecuencia, y también quizá por diferencias en los modelos al transformar las resistencias obtenidas por el BIA en los valores de los compartimentos corporales, puede existir una baja reproducibilidad de la técnica con diversos equipos, y llevar a errores en las ecuaciones de regresión utilizadas; es por lo que en la actualidad este modelo de BIA permanece en el campo de la investigación(193).

1.7.2.4. Según la interpretación del valor de la impedancia.

A. BIA convencional.

Este método corresponde al BIA monofrecuencia tetrapolar clásico, que asume el organismo como un conductor cilíndrico de un área de sección constante y una longitud variable, correspondiente a la talla del sujeto, mediante ecuaciones de regresión, validadas con técnicas de referencia, se estima el volumen de dicho conductor, correspondiente al ACT, y mediante relaciones matemáticas establecidas asumiendo una hidratación constante se deduce la MLG, la que al ser restada del peso corporal se obtiene la MG. Como comentamos anteriormente, esta modalidad de BIA asume el valor de la resistencia como valor de impedancia, despreciando la reactancia para frecuencias de 50 KHz.

B. BIA vectorial.

En las determinaciones realizadas basándose en el BIA vectorial, se emplean los dos componentes de la impedancia, resistencia y reactancia, para obtener un vector de impedancia corregido para la estatura del sujeto, el cual se compara con los vectores obtenidos en una población de referencia diferenciada por sexos.

En esta modalidad de BIA no se realizan asunciones sobre modelos corporales y no depende de ecuaciones, puede realizarse aún sin conocer el peso corporal, a diferencia del BIA convencional, por lo que las variaciones en la hidratación tisular sin alteraciones estructurales, y las

variaciones en la masa y estructura de los tejidos introducidas por la obesidad o malnutrición se reflejaran en los gráficos resultantes, produciendo desplazamiento del vector de impedancia y variaciones en el ángulo de fase.

Al no depender de modelos matemáticos, ni de relaciones preestablecidas entre compartimentos corporales, este método de BIA solamente podría afectarse por errores en la medida de la impedancia, o por la propia variabilidad interindividual(193), pero se necesitan más estudios de validación para delimitar su campo de aplicación.

Como resumen final de los métodos de BIA, y partiendo de que no se ha establecido claramente el modelo fisiológico de respuesta a la impedancia eléctrica, y de las numerosas variables que pueden influir en el valor de la impedancia corporal, como hidratación del organismo, viscosidad de la sangre, ingesta reciente, temperatura de la piel, etc; podemos concluir que(287):

- Los modelos multifrecuencia son útiles para individualizar AEC, y la determinación del ACT es más fiable con los modelos monofrecuencia en sujetos sanos(288).
- Los modelos monofrecuencia, transformados en un modelo en paralelo se emplean en determinaciones de MCC.
- El BIA monofrecuencia estándar es útil en estudios poblacionales.
- Los modelos espectroscópicos tipo Cole-Cole tienen utilidad para la medición individual de los dos compartimentos del ACT. No existiendo evidencias claras de superioridad en el caso del modelo mixto de Hanai.
- El BIA segmentario puede ser útil en pacientes con alteraciones en la distribución de los líquidos corporales.
- Se necesitan valores de referencia poblacionales, y en diferentes grupos étnicos, para el uso del BIA en el contexto clínico diario.
- Necesidad de continuar las investigaciones para clarificar la utilidad clínica del ángulo de fase y su valor pronóstico, las relaciones

AEC/AIC, AEC/MCC y el valor de la resistencia obtenido directamente con el BIA vectorial.

- En general se necesitan más estudios que validen los diferentes métodos de BIA multifrecuencia, segmentario y espectroscópico, frente a métodos dilucionales, para establecer su utilidad en las diferentes situaciones clínicas con alteraciones en el estado de hidratación.

1.7.3. Condiciones previas a la realización del BIA.

La técnica de análisis de composición corporal debe ajustarse a unas normas estandarizadas para obtener mediciones válidas y fiables, permitiendo además la comparación entre diversos estudios, en general deben cumplirse las siguientes condiciones en lo referente a los pacientes(240;287;289;290):

- La piel donde se van a colocar los electrodos debe limpiarse con alcohol, y no deben existir lesiones.
- El paciente debe estar en decúbito supino sobre una superficie no conductora, excepto en caso de los TBF antes descritos, con el brazo y la pierna donde se colocan los electrodos separados en abducción 45° del resto del cuerpo, ya que si se producen contactos entre extremidades, o bien de estas con el resto del cuerpo, podrían resultar valores anormalmente bajos de impedancia, debido a cortocircuitos en el recorrido de la corriente por el organismo. En cuanto a la posición del paciente, la posición de bipedestación conlleva un aumento de LEC en extremidades inferiores debido al efecto de la gravedad, lo que podría afectar al valor de la impedancia.
- Con la vejiga vacía y en ayunas de al menos 4 horas.
- No haber hecho ejercicio físico previamente, ya que en caso contrario el aumento de temperatura muscular y de la piel, unido a la sudoración reducen el valor de la impedancia.
- No haber ingerido alcohol desde el día anterior.

- En estudios de seguimiento debería realizarse la exploración a la misma hora del día.

1.7.4. Desarrollo de ecuaciones predictivas en el BIA.

Como se ha establecido, el BIA en realidad mide, a través de una propiedad, el contenido de ACT. Se asume que el ACT tiene una relación constante con la MLG, por lo que en las ecuaciones los términos de ACT y MLG se usan indistintamente, y esto permite estimar la composición corporal a través de ecuaciones derivadas en una población dada, basadas en otro método de referencia, tales como métodos isotópicos o HD, que nos cuantifican la variable que luego pretenderemos estimar a través del BIA(291).

Estas ecuaciones suelen ser diferentes según el fabricante del aparato de BIA, porque varía el método de referencia y la población donde se han desarrollado, aunque siguen el esquema general mostrado a continuación, al que se añaden las variables edad y sexo según los autores(215;224;228;236;292-294):

$$\text{ACT (o MLG)} = a T^2/R + k$$

$$\text{ACT (o MLG)} = a T^2/R + b P + k$$

$$\text{ACT (o MLG)} = a T^2 + b R + c P + k$$

Siendo: ACT: Agua Corporal Total, T: Talla, R: Resistencia, P: Peso corporal, a y b los coeficientes de regresión, y k el término constante de las ecuaciones, correspondiente a la intersección de la recta de regresión con el eje de abscisas.

Para determinar el contenido de MG, se deduce del peso corporal y de la MLG estimada mediante las siguientes fórmulas:

$$\text{MG} = \text{PC} - \text{MLG}$$

$$\% \text{MG} = (\text{MG} / \text{PC}) \times 100$$

O bien a partir de ecuaciones desarrolladas de forma similar a las que estiman la MLG:

$$\%MG = a [(PC \times R) / T^2]$$

$$\%MG = a T^2/R + b P + k$$

Las ecuaciones de regresión múltiple que emplea el BIA suelen incluir entre sus términos las variables predictivas citadas: edad, estatura, peso y sexo, y en el caso de las ecuaciones que estimen la MG, en algunos casos incluyen las circunferencias corporales, asimilando estas al área de la sección de un conductor eléctrico.

Las ecuaciones así obtenidas transforman la impedancia medida en volúmenes (ACT), masas (MG, MLG, masa celular) y otras variables suministradas según el modelo de aparato que estemos utilizando, por lo tanto serán muy frágiles frente a violaciones de determinadas asunciones, de las cuales la más importante es la que hace referencia a la hidratación de los tejidos.

El desarrollo de las ecuaciones predictivas que se usan en el análisis de composición corporal mediante BIA sigue los principios estadísticos del desarrollo de ecuaciones de regresión múltiple, que incluyen una variable dependiente, que en este caso sería el ACT, MG, MLG, y una o más variables predictivas o independientes, como edad, sexo, talla y resistencia (o impedancia, en el caso de trabajar a 50 kHz), etc. En muchas de las ecuaciones publicadas la talla e impedancia aparecen agrupadas en un solo término, T^2/R , conocido como **índice de resistencia**, por su buena correlación con el ACT, como mencionamos previamente, resultado de dividir la estatura en cm. elevada al cuadrado entre la resistencia corporal en ohmios.

Otros autores estudiaron la inclusión del longitud talón-rodilla como variable predictiva, siendo este índice la medida en cm. desde el talón a la rodilla con la pierna flexionada 90°, por ser un índice sujeto a menor variabilidad que la talla del individuo, ya que no disminuiría con la edad, además permite su realización a sujetos encamados(295); y permitiría realizar comparaciones de los valores de composición corporal entre poblaciones de individuos de diferentes tamaños(296).

Para el desarrollo de una ecuación válida deben cumplirse los principios de la regresión múltiple:

- Linealidad: debe existir una relación lineal entre la variable que deseamos estimar y las posibles variables predictivas.
- Homogeneidad: la varianza de la variable dependiente debe ser constante y no mostrar ningún tipo de tendencia, para los valores de las variables predictivas.
- Normalidad: las variables predictivas y la variable dependiente deben seguir una distribución normal
- Parsimonia: la ecuación de regresión final debe ser lo más simple posible en cuanto a número de variables predictivas.

Las variables candidatas a entrar en la ecuación pueden ser seleccionadas por uno de los métodos siguientes:

- Introducción progresiva, en el que se van introduciendo una a una las variables predictivas viendo su comportamiento estadístico.
- Retirada progresiva, como el anterior pero se introducen todas las variables predictivas y se van retirando una a una.
- Método de pasos sucesivos, que es una combinación de los dos anteriores.

En el apartado de desarrollo de ecuaciones predictivas se comentan estos aspectos más ampliamente.

El método de regresión utilizado es el de mínimos cuadrados, posteriormente cuando se obtiene la ecuación se realiza el proceso de validación cruzada, que consiste en aplicar la ecuación en una muestra de sujetos diferente a la que se utilizó para su desarrollo, y ver si predice adecuadamente los valores de la variable dependiente.

1.7.5. Consideraciones sobre el empleo del BIA en clínica.

A pesar de las limitaciones que hemos señalado, el BIA presenta ventajas como las de ser un método poco costoso, portátil, no invasivo, puede realizarse en sujetos encamados, y presenta menor variabilidad interobservador que las técnicas antropométricas, todo ello cual lo hace especialmente idóneo para su empleo en estudios poblacionales, consiguiendo medidas bastante precisas del ACT, MG y MLG en la población adulta sana con errores de estimación del orden de 2-4 Kg.

Actualmente existen estudios de validación del BIA en estudios transversales realizados en individuos sanos y en ciertas patologías como la obesidad, aunque su uso rutinario está limitado por falta de valores de referencia.

Todos los aparatos de BIA deben cumplir unas estrictas medidas de seguridad para evitar que interfieran con marcapasos u otros instrumentos biomédicos, todo ello hace que en la actualidad sea un método de análisis de composición corporal usado con frecuencia en cualquier situación clínica, desde la consulta rutinaria hasta su empleo en los pacientes ingresados en unidades de cuidados intensivos.

Hasta el presente el BIA ha ido ampliando sus aplicaciones de tal forma que existen estudios de su aplicación en:

- a) Cambios en la composición corporal en relación a pérdidas de peso en los tratamientos de la obesidad, en los procesos de malnutrición y en la renutrición(73;78;297-306).
- b) Farmacocinética y distribución corporal de medicamentos(307).
- c) En el campo epidemiológico se ha estandarizado el uso del BIA en cuanto a relaciones entre mediciones de composición corporal y factores de riesgo (NHANES III)(48;308).
- d) En infecciones VIH(169;191;225;309;310), enfermos críticos(311), hepatopatías(312-314), insuficiencia renal(91;100;315;316) y neoplasias(317), y valorando el ángulo de fase, según citamos previamente.
- e) Valoración de alteraciones de los compartimentos líquidos en las sesiones de hemodiálisis(256;273;318-324).

1.8. Conductividad eléctrica corporal total.

Similar al BIA, esta técnica se basa en las propiedades del cuerpo para conducir la corriente eléctrica, y se conoce en la literatura por las siglas de su acrónimo en inglés TOBEC (Total Body Electrical Conductivity).

Su metodología consiste en introducir el paciente en un dispositivo de forma cilíndrica en el que existe un campo magnético producido por una corriente eléctrica. La presencia del cuerpo en este campo magnético produce una variación en la impedancia, debido a la corriente inducida en el cuerpo respecto a la que existía cuando ese dispositivo estaba vacío. Esta corriente inducida es absorbida y liberada por el cuerpo en forma de calor, posteriormente es cuantificada, y a través de unas ecuaciones matemáticas obtenidas por comparación con técnicas de referencia se estima la MG y MLG(325-328).

Esta técnica, como el BIA, sencilla y rápida de realizar aunque no permite su transporte de un lugar a otro, se ha usado para monitorizar cambios en el ACT, existen estudios realizados en mujeres gestante y en

período de lactancia, así como en población infantil obesa(124),y para estudiar los cambios de composición corporal en pacientes sometidos a restricción calórica(302;329).

1.9. Absorciometría.

1.9.1. Generalidades.

Todas las técnicas de composición corporal basadas en la absorciometría tienen como principio básico subyacente la diferente atenuación que sufren los fotones emitidos por una fuente determinada, en relación con la composición específica del tejido orgánico que atraviesan.

Las técnicas de absorciometría fueron introducidas a principios de los años 60, con la absorciometría de fotón único (SPA de su acrónimo anglosajón *Single Photon Absorptiometry*), que usaba una fuente emisora de fotones como el yodo-125 y un detector para medir las diferencias de absorción entre tejido óseo y no óseo a nivel periférico del cuerpo (como el calcáneo y la cabeza del radio), proporcionando unos valores estimados del contenido óseo(123).

Posteriormente se evolucionó a las técnicas de doble fotón (DPA: *Dual Photon Absorptiometry*), que empleaban como fuente el gadolinio 153 con emisiones a dos niveles de energía y que tenían en cuenta el componente de tejido no óseo, y por lo tanto permitían estimar el contenido óseo a nivel del esqueleto axial(330), como columna vertebral y cadera, que a diferencia de los huesos periféricos tienen una mayor cantidad de tejido no óseo rodeándolo. Con estos métodos se obtiene una medida de la densidad ósea mineral del hueso cortical y trabecular, expresada en gr/cm^2 de superficie.

En la actualidad, en lugar de un radioisótopo, se usa una fuente de rayos X de doble energía como emisor de fotones, y los aparatos de DEXA se han convertido en la técnica de elección para la valoración de rutina de la densidad ósea, ya que, a diferencia de los aparatos de DPA, proporcionan imágenes de mejor calidad, reducen el tiempo de exploración y exposición del paciente a la radiación y también permiten

conocer la densidad ósea a nivel axial y periférico, por lo que los aparatos de DPA han quedado en desuso.

1.9.2. Bases físicas.

Cuando a un material es atravesado por un haz de fotones procedente de una fuente radiactiva, o bien un haz de rayos X, la intensidad de dicho haz, al ser detectado en el lado opuesto al que penetró, habrá disminuido su intensidad dependiendo del espesor, densidad y composición química del material atravesado.

Este fenómeno de atenuación que sufre el haz incidente, también va a depender de su energía, y responde a una ecuación física que, en el caso de materiales homogéneos, se enuncia mediante la fórmula 8 (124;331):

$$I = I_0 e^{-\mu T}$$

Fórmula 8. Intensidad de radiación detectada tras atravesar un material.

Donde: I es Intensidad medida en el detector, I_0 Intensidad incidente inicial, T espesor del material, μ coeficiente de atenuación lineal, específico del material atravesado.

En el caso específico de los tejidos orgánicos nos encontramos que difieren en sus composiciones y, por lo tanto, en sus densidades específicas; así el coeficiente de atenuación deberá corregirse con el valor de densidad del tejido (ρ), resultando el llamado coeficiente de atenuación de masa $\mu_M = \mu / \rho$.

Si conocemos el espesor del material, la fórmula 8 puede expresarse como (Fórmula 9):

$$M = (1 / \mu_M) * \text{Ln}(I_0 / I)$$

Fórmula 9. Masa de un material obtenida por la medición de la radiación detectada tras su paso.

En la fórmula 9 M representa la masa del material, μ_M el coeficiente de atenuación de masa, que en el caso de materiales integrados por diversos elementos, sería la suma de los diferentes coeficientes de atenuación de dichos elementos.

En el caso del organismo el DEXA basa su aplicación en las diferentes atenuaciones que sufre un haz de rayos X de doble energía al atravesar los componentes óseo, graso y el resto de los tejidos blandos. Cuando los fotones de dos energías diferentes inciden en un tejido la atenuación puede expresarse como un valor R, que es función de los coeficientes de atenuación de masa en los dos niveles energéticos (Figura 16); esto se deriva de los diferentes coeficientes de atenuación de masa que tienen los elementos químicos del organismo, que van disminuyendo a medida que aumenta el nivel de energía(331)

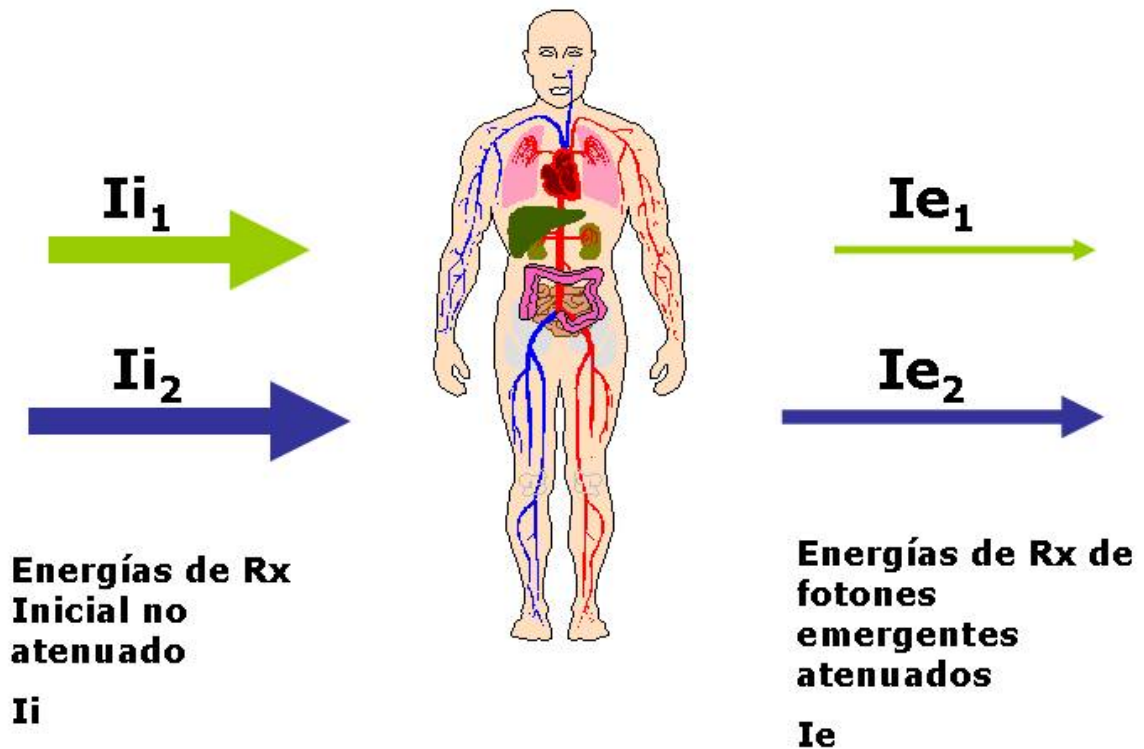


Figura 16. Base física del DEXA.

Siendo I_i Intensidad inicial, I_e Intensidad emergente.

Por diversos estudios experimentales se han desarrollado unas ecuaciones matemáticas que obtienen las masas del tejido óseo y de los tejidos blandos, estableciendo los coeficientes de atenuación de masa y las intensidades relativas, I_o/I en la fórmula anterior, del cuerpo humano al ser atravesados por un haz de rayos X que varía su energía entre 40 keV y 70 keV(124) (Figura 17).

$$M_{\text{ósea}} = R_{\text{st}} \ln(Ie_2 / Ii_2) - \ln(Ie_1 / Ii_1) / \mu_1^{\text{ósea}} - \mu_2^{\text{ósea}} R_{\text{st}}$$

$$M_{\text{st}} = R_{\text{st}} \ln(Ie_1 / Ii_1) - R_{\text{ósea}} \ln(Ie_2 / Ii_2) / R_{\text{ósea}} \mu_1^{\text{st}} - \mu_2^{\text{st}}$$

Donde:

$R_{\text{st}} = \mu_1^{\text{st}} / \mu_2^{\text{st}}$

$R_{\text{ósea}} = \mu_1^{\text{ósea}} / \mu_2^{\text{ósea}}$

St= Tejido blando

R = Relaciones de los coeficientes de atenuación de masa a alta y baja energía μ_1 y μ_2 para tejido blando y hueso respectivamente

Figura 17. Ecuaciones tipo de DEXA.

Siendo: Ii Intensidad inicial, Ie Intensidad emergente, st: Tejido blando.

El DEXA realiza un barrido de la zona corporal que se va a analizar. El flujo de energía proporcionada por el aparato sufre atenuaciones de diferente intensidad, que dependen de la composición del tejido que atraviesan, de tal forma que los tejidos blandos compuestos de agua y otros componentes orgánicos restringen el flujo de rayos X en menor medida que el hueso, reflejando las diferentes atenuaciones de los elementos que componen los tejidos, siendo los constituyentes óseos calcio y fósforo los que presentan mayor capacidad de atenuación, en oposición a los elementos que integran la grasa, hidrógeno y carbono, con la menor capacidad de atenuación, así midiendo las atenuaciones sufridas por las energías incidentes y conociendo los diferentes coeficientes de atenuación podemos estimar la masa del tejido óseo y de los tejidos blandos circundantes.

1.9.3. Técnica de análisis de la composición corporal.

El equipo de exploración de DEXA consiste en una mesa, donde el sujeto permanece en decúbito supino con las extremidades en aducción a lo largo del cuerpo, y dispone de un brazo móvil en sentido cráneo-caudal y lateral donde está situada la fuente de rayos X que realiza el barrido del cuerpo (Figuras 18 y 19).

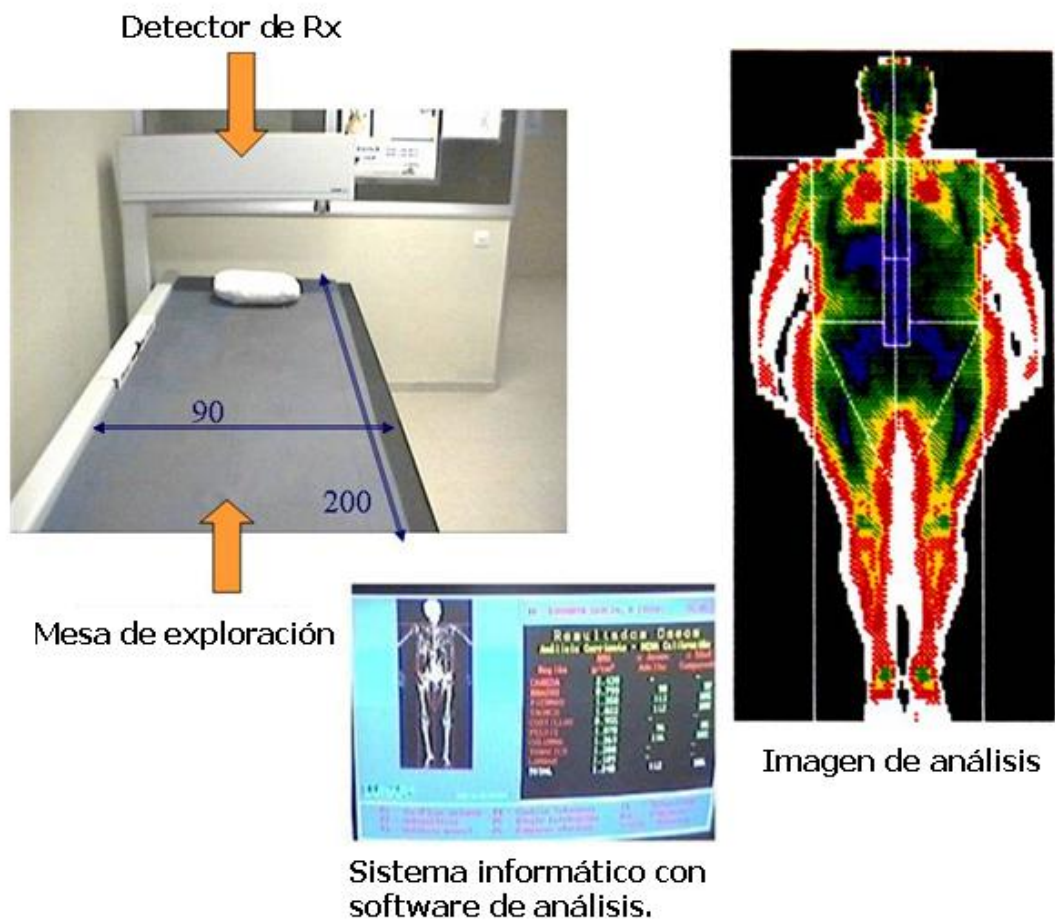


Figura 18. Equipo de DEXA.

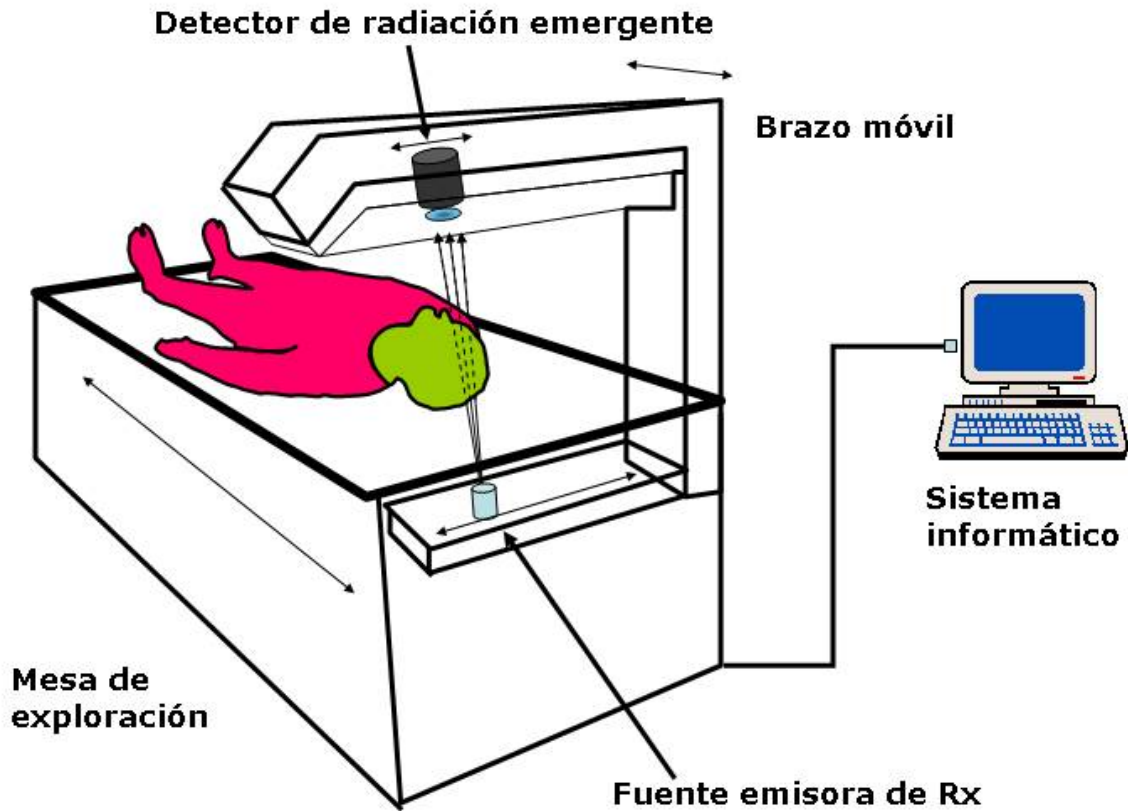


Figura 19. Esquema de realización de una exploración con DEXA.

La fuente emite un haz de rayos X de intensidad inicial variable según el modelo de equipo de DEXA utilizado(332), este haz inicial es filtrado para conseguir un haz, que con los equipos actuales oscila entre 38-45 keV y 70-100 keV (Figura 20).

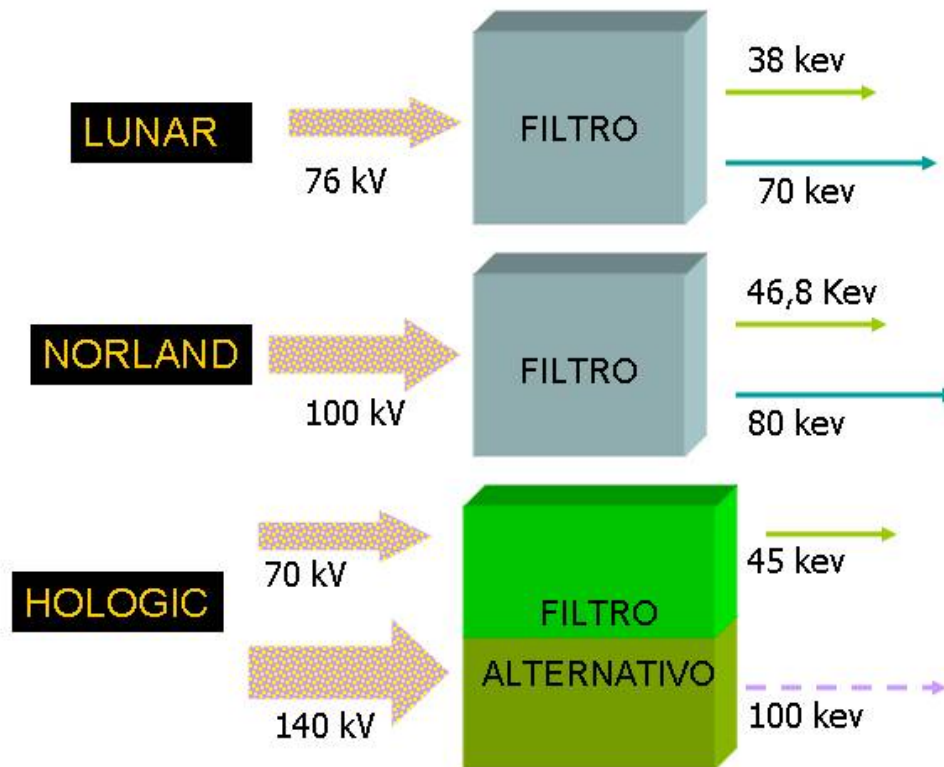


Figura 20. Energías empleadas por los diferentes equipos de DEXA.

Todos los cambios que sufre el haz de rayos X al atravesar el cuerpo son registrados en un detector externo, que mediante un sistema informatizado y un software específicamente desarrollado, analiza estos cambios, cuantificándolos y usándolos, además, para proporcionar una imagen de la región anatómica analizada, que pueden variar según la versión de software que estemos utilizando (Figura 21 y 22).

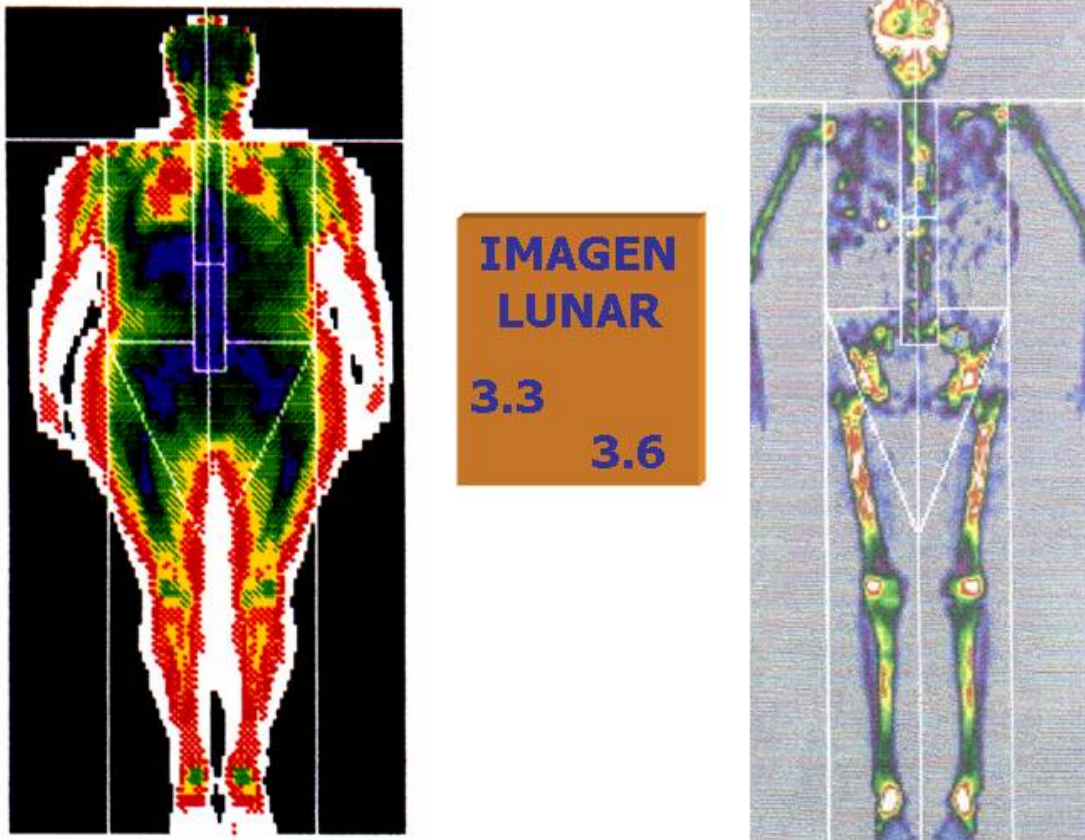


Figura 21. Imágenes proporcionadas por el software del DEXA tipo Lunar.

Absorciometría

TOTAL BODY RESULTS LUNAR CORPORATION 313 W. BELTLINE HWY., MADISON, WI 53713							
██████████, Mª PALOMA			CUERPO COMPLETO DENSIDAD OSEA				
Servicio: ENDOCRINOLOGIA			Explorado: 08.11.2001 (4.6f)				
41 años 20.04.1960			Analizado: 08.11.2001 (4.6f)				
153 cm 84 kg Blanca Mujer			Impreso: 08.11.2001 (4.6f)				
n° de cédula: 41			san_fm00.b69				
Zona	DMO ¹ g/cm ²	Adulto %	Joven ² T	Similar %	Edad ³ Z		
CABEZA	2.640	-	-	-	-		
BRAZOS	1.004	119	2.0	114	1.6		
PIERNAS	1.305	113	1.7	106	0.8		
TRONCO	1.134	123	3.1	112	1.8		
COSTILLAS	0.986	-	-	-	-		
PELVIS	1.218	110	1.1	99	-0.2		
COLUMNA	1.425	125	2.0	113	1.2		
COMPLETO	1.361	121	2.9	114	2.1		
COMPOSICION DEL CUERPO							
Zona	R Valor	Tejido Adip.%	Zona Adip.%	Tejido (g)	Adiposo (g)	No (g)	CMO (g)
BRAZO IZQ.	1.271	61.2	60.6	7886	4823	3064	72
PIERNA IZQ.	1.304	44.9	42.8	10500	4714	5786	521
TRONCO IZQ.	1.309	42.2	41.2	16471	6943	9528	366
COMPLETO I.	1.295	49.1	47.7	36282	17828	18454	1095
BRAZO DER.	1.276	58.7	57.9	9440	5545	3895	143
PIERNA DER.	1.305	44.1	42.2	10720	4730	5990	488
TRONCO DER.	1.309	42.0	40.9	16913	7111	9802	466
COMPLETO D.	1.296	48.7	46.9	40169	19571	20598	1552
BRAZOS	1.274	59.9	59.1	17326	10370	6956	215
PIERNAS	1.304	44.5	42.5	21220	9444	11775	1009
TRONCO	1.309	42.1	41.1	32384	14055	18329	822
COMPLETO	1.295	48.9	47.3	76452	37405	39047	2647

Figura 22. Informe de exploración de cuerpo entero realizado con DEXA tipo Lunar.

La técnicas de absorciometría inicialmente se usaron y se desarrollaron para el análisis y cuantificación del contenido óseo del organismo en el diagnóstico de la osteoporosis y establecer valores de riesgo que permitieran predecir el desarrollo de fracturas, valorando regiones como columna vertebral y cuello femoral; y además como método de elección para el seguimiento de los pacientes sometidos a tratamientos para detener o recuperar la masa ósea perdida(333-336).

1.9.4. El DEXA en composición corporal.

El desarrollo tecnológico ha llevado al desarrollo de equipos de DEXA progresivamente más sofisticados en cuanto a la fuente emisora de rayos X, detección y adquisición de los datos corporales, lo que implica un perfeccionamiento en los algoritmos de análisis de las imágenes obtenidas, todo ello ha supuesto que el DEXA, en la actualidad, haya extendido su uso, empleándose como técnica de análisis de la composición

corporal en diversas situaciones(12;13;159;333;337-352), debido a su capacidad para estudiar la composición de tejidos no óseos y los cambios en composición corporal, habiendo sido validado frente a técnicas de referencia(345;353-359).

Adicionalmente, el DEXA se ha constituido en una técnica cada vez más empleada en los estudios de composición corporal que emplean referencias multicompartimentales(149;190;360;361), en el desarrollo de nuevos modelos para estimar MG abdominal(362;363), en la estimación de la masa muscular total debido a su importancia en la actividad física y en la valoración nutricional(364), en la medición de la masa muscular regional, para investigar como influye en esta, el crecimiento, el envejecimiento y las variaciones ponderales(365;366) y en la estimación de la grasa visceral(367).

Recientemente varios centros de investigación han realizado estudios dirigidos al desarrollo del llamado DEXA de triple energía, lo que permitiría estimar masa proteica y agua corporal, además de la estimación de MG y masa ósea(124).

El DEXA estudia la composición corporal desde un punto de vista de tres compartimentos que se distinguen por sus diferentes capacidades de atenuación de los rayos X: MG, masa ósea (MO) y el llamado componente tisular blando delgado (LST Lean Soft Tissue en la literatura anglosajona), sinónimo de MLG o masa magra, compuesto de agua, proteínas, glucógeno y los minerales no óseos; los componentes óseo y graso presentan la atenuación más alta y más baja, respectivamente, mientras que el componente tisular blando presentaría una atenuación intermedia(165); las medidas de estos componentes se obtienen a través de un barrido del cuerpo entero realizado con una alta precisión y breve tiempo de exploración; en la Figura 23 vemos el modelo de composición corporal asumido por el DEXA en comparación con el BIA.

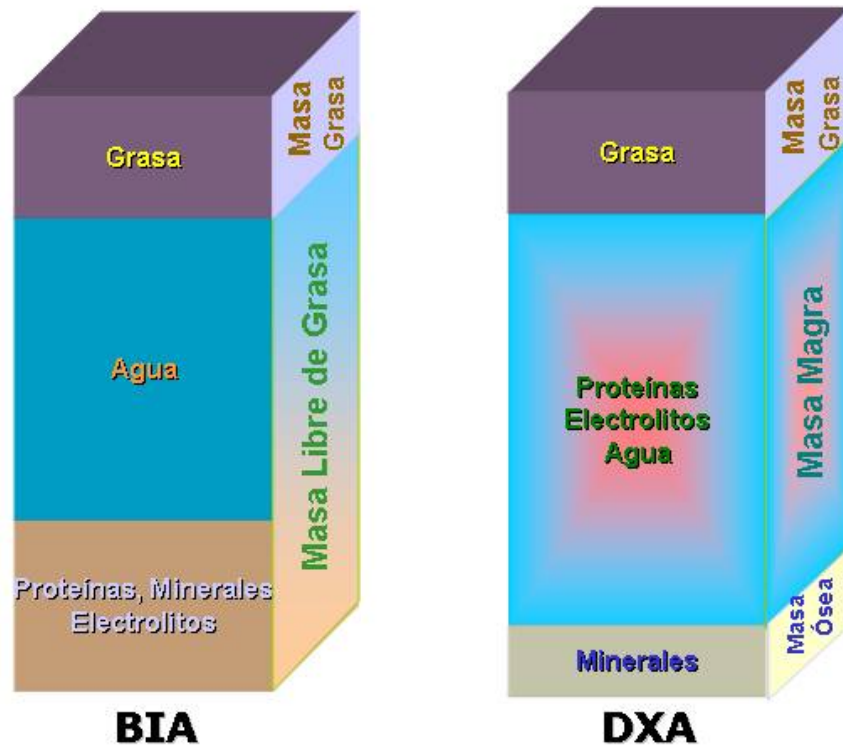


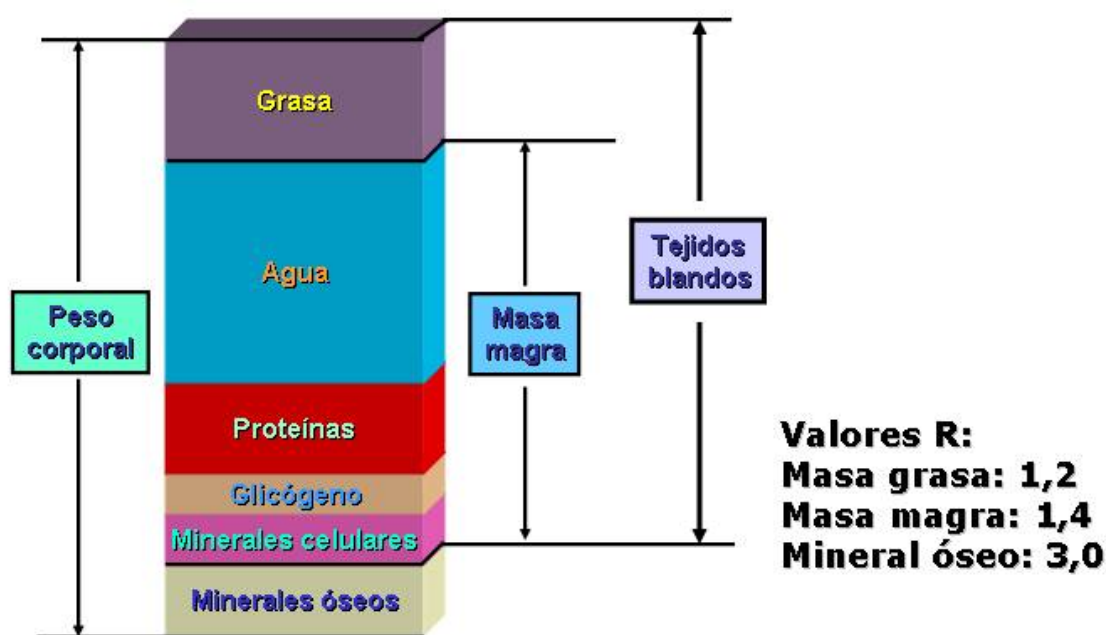
Figura 23. Modelos de composición corporal por BIA y DEXA.

Debemos puntualizar, no obstante que la DEXA no hace tres mediciones independientes de MG, MO y MLG, ya que esto requeriría disponer de tres niveles de energía con sus correspondientes valores de atenuación; en cambio el método de análisis de DEXA actúa separando inicialmente los píxeles que corresponden al tejido blando, compuestos por grasa y tejido libre de grasa y no óseo, de aquellos compuestos por tejido blando unido a tejido óseo, estos últimos con el coeficiente de atenuación más elevado; los algoritmos que constituyen el software mediante procesos iterativos y análisis de histogramas de valores de los coeficientes de atenuación, unido a técnicas de procesamiento de imágenes, integran toda esta información para proporcionar una imagen corporal del área analizada(331).

Finalmente los componentes grasa y no grasa del tejido blando, se estiman mediante los modelos matemáticos citados previamente en la fórmula 9 y figura 17, en los que los respectivos coeficientes de atenuación R se han establecido midiendo muestras de tejido blando y

grasa, o bien otros materiales que sirven como métodos de calibración; los valores del análisis de la composición corporal, junto con la imagen del área analizada, o bien del cuerpo entero, podrán ser impresos en informes similares a los de las figuras 21 y 22, con diversas variaciones según el aparato de DEXA y la versión de software que se haya empleado.

Como hemos mencionado anteriormente, la energía emitida sufre diversas atenuaciones según el tejido que atraviesa (Figura 24), lo que permite estimar la composición corporal de los compartimentos graso y no graso, con una precisión de $\pm 3\%$ comparado con técnicas de referencia, según lo publicado por diversos autores(332).



**Modelo de composición corporal mediante DEXA.
Valores R de un sistema de 40 keV y 70 keV**

Figura 24. Modelo de composición corporal según DEXA y coeficientes de atenuación.

La DEXA ha ampliado su uso a situaciones clínicas como monitorizar cambios en la composición corporal en sujetos obesos que siguen tratamientos reductores de peso, pacientes con patologías que

evolucian a la caquexia, incluso al campo de la prevención en el contexto de las enfermedades metabólicas y cardiovasculares(333), debido a su capacidad para estimar la MG; siendo, además, una técnica considerada de referencia en diversos estudios de composición corporal publicados en la literatura.

1.9.5. Consideraciones sobre el DEXA.

Existen diversos factores descritos que podrían influir en la precisión y fiabilidad del análisis de composición corporal mediante DEXA entre los que podemos citar factores dependientes del organismo como son: el tamaño corporal, contenido de MG, hidratación de la MLG; factores dependientes del método de análisis: versión de software utilizado, procedimientos de calibración, modelo de equipo, velocidad de barrido, y otros factores inherentes a las bases físicas del DEXA como las asunciones derivadas de considerar una cantidad de grasa igual en las capas de tejido que cubren los huesos y en las regiones vecinas libres de elementos óseos, y a que la validez de las estimaciones puede ser menor en brazos, piernas y tórax, debido a que existen pocos píxels libres de hueso para los cálculos directos de MG y MLG(368); otro aspecto a considerar es que a medida que la profundidad y el espesor de la capa de tejido analizada aumenta, disminuye la relación de la atenuación fotónica entre los niveles de baja y alta energía usados en la exploración, este fenómeno se corregiría con una calibración realizada con los fantomas adecuados, lo que es asumido por el DEXA al realizar la exploración, pero esto puede no cumplirse en sujetos con obesidad elevada y profundidad de análisis en la zona abdominal mayor de 25 cm., considerada el límite superior en sujetos con normopeso, lo podría llevar a una disminución en la validez de los resultados en estos sujetos, por errores en las estimación de los compartimentos graso y óseo(368-370).

Por lo tanto es necesario tener en cuenta que:

- El control de calidad en la realización de exploraciones con DEXA es fundamental para la precisión de los resultados obtenidos, y de un modo especial en ciertas patologías cuando se valoran los compartimentos corporales tras variaciones en el peso del individuo, esto facilita el desarrollo de modelos que permiten la comparación de datos obtenidos entre los tipos de aparatos de DEXA existentes, y también, entre las diferentes versiones de software para un mismo aparato(333;371;372).
- Los diferentes modelos de equipos y versiones de software existentes hace que el desarrollo de valores de referencia mediante modelos matemáticos basados en un equipo DEXA para los compartimentos de MG y MLG(373) sea de aplicación limitada, debido a que puede no existir una correlación óptima con el resto de equipos(369)
- Los factores debidos al tamaño corporal hacen referencia a los errores que ocurrirían en aquellos casos en que por estatura o grado de obesidad el cuerpo del sujeto excediera del tamaño de la mesa de exploración, situación frecuente en sujetos con $IMC > 40 \text{ Kg/m}^2$, dejando zonas corporales fuera de la zona analizada; asimismo en casos de obesidad importante, la dosis de radiación podría no ser suficiente, lo que requeriría dosis más elevadas o tiempos de exploración más prolongados(333;374). Cuando el paciente es demasiado voluminoso para la mesa de exploración se recomienda utilizar el hemicuerpo derecho para el análisis(332), y en sujetos de talla elevada se emplearía el resultado de sumar dos exploraciones realizadas dividiendo el cuerpo a nivel de cuello femoral o a nivel de ambos hombros, aunque este último método obtendría mejores resultados(375).
- La velocidad de exploración influye significativamente en los resultados de los análisis de composición corporal efectuados con DEXA, por ello algunos autores recomiendan que las exploraciones se realicen en el modo lento y análisis extendido, especialmente si se trata de exploraciones repetidas en el mismo sujeto(376;377).

Volveremos sobre las limitaciones del DEXA en el apartado correspondiente a la exploración del paciente obeso.

A modo de conclusión, se debe mencionar que, en la actualidad, el DEXA se emplea en multitud de situaciones clínicas(333), debido a que la evolución de la tecnología ha permitido desarrollar equipos con emisión en forma de abanico, a diferencia de los anteriores con emisión en punta de lápiz, se realizan exploraciones en breves espacios de tiempo, y con dosis de radiación muy bajas, esto puede seguir ampliando sus aplicaciones, entre las que podemos citar:

- Valoraciones de la densidad ósea en casos procesos descalcificantes como la osteoporosis y seguimiento terapéutico, y en las etapas de adquisición de masa ósea como en los períodos de crecimiento.
- Estudios en patologías como déficit de hormona de crecimiento e hiperparatiroidismo(378)
- Valoraciones del estado nutricional, midiendo los tres compartimentos mencionados, en casos de: terapias reductoras de peso, síndromes de trastornos en la conducta alimentaria, obesidad y factores de riesgo(379;380), esquemas de entrenamiento deportivo, procesos fisiológicos como la menopausia, etc.
- Estudio segmentario de la composición corporal, para valoraciones de la distribución regional de la grasa, y su asociación con factores de riesgo en el contexto del síndrome metabólico(380-382); estudio de la masa muscular del muslo como indicador de sarcopenia, existiendo estudios recientes comparativos con TC(383)
- La reducción del tiempo necesario para el estudio de la composición corporal y aumento en su precisión, ha contribuido a que se incluya en estudios poblacionales como técnica de análisis de de composición corporal en el NHANES IV; pero persiste la necesidad de realizar estudios de validación para los dispositivos que emplean el haz en abanico (332), ya que algunos autores no han encontrado diferencias significativas entre ambos tipos de DEXA al determinar la

masa de tejido blando apendicular(384), y por el contrario si que se han comunicado diferencias significativas entre los diferentes dispositivos de DEXA al determinar porcentaje de MG y densidad ósea mineral(385).

1.10. Métodos antropométricos.

Como mencionamos anteriormente la antropometría es una técnica de análisis de la composición corporal correspondiente al nivel V, que agrupa una serie de procedimientos dirigidos a medir una serie de dimensiones externas del organismo, que, posteriormente mediante modelos matemáticos, estiman la densidad corporal y la MG; estos métodos se han usado ampliamente en estimación de la composición corporal, tanto en trabajos de campo como en valoración nutricional, como lo demuestra el número de modelos matemáticos desarrollados y los numerosos trabajos publicados en la literatura hasta la actualidad, en que los autores usan la antropometría para establecer valores estándar de distribución de grasa corporal(386).

Existen numerosas medidas del fenotipo externo del organismo, además del peso y la talla, como pliegues, circunferencias y la amplitud de determinados sitios anatómicos, que permiten construir los modelos matemáticos estimativos; sin embargo estos modelos son muy influenciados por las condiciones inherentes a la toma de mediciones, por lo que se requiere una estandarización precisa de la técnica y un entrenamiento adecuado del personal encargado de realizarla para asegurar una correcta precisión y fiabilidad; además los modelos matemáticos obtenidos deben ser validados por métodos cruzados, lo que implica un impedimento en caso de desarrollo de modelos para diversas patologías debido a que pueden no cumplirse las asunciones exigidas por las técnicas de referencia y a las dificultades de obtener muestras representativas.

Aunque se han desarrollado múltiples técnicas para evaluar la composición corporal, la antropometría, debido a su bajo costo y a su portabilidad, es un método útil cuando se cumplen criterios de precisión, fiabilidad y reproducibilidad; y podría ampliar su campo al estudio de la composición corporal regional(387), de modo especial en aquellos casos

en los que es importante estimar compartimentos ligados a la aparición de factores de riesgo como el caso de la masa grasa visceral(388).

1.10.1. Peso corporal.

El método más sencillo para valorar el estado nutricional es el peso corporal, que ha de realizarse bajo ciertas condiciones para que sea fiable: báscula electrónica o de balancín, en ropa interior o bata, sin zapatos, y si es posible después de haber evacuado la vejiga y recto.

La talla debe medirse con el sujeto en bipedestación, con la espalda en contacto con un estadiómetro y sin calzado. La cabeza se ajusta de modo que una línea horizontal pase por el conducto auditivo y la parte inferior de la órbita del ojo y los pies deben estar paralelos con los tobillos juntos; el brazo móvil del estadiómetro se baja hasta tocar la parte superior de la cabeza y se mide la altura hasta valores de 1 mm.

Los resultados del peso se comparan con las tablas que existen en función de la talla, edad y sexo, que, habitualmente, delimitan los rangos de normalidad en percentiles entre el 5 y el 95% de la población para la que se han desarrollado(389).

En el caso de patologías que producen un estado de desnutrición se considera más valorable el porcentaje de peso perdido que la cifra absoluta de peso en ese momento respecto al peso normal que debería tener ese individuo, para el cálculo del peso perdido disponemos de fórmulas de uso habitual en la práctica de la valoración nutricional(390).

1.10.2. Índices ponderales.

Entre los índices ponderales el de más amplio uso y aceptación es el IMC(391), que se obtiene dividiendo el peso corporal del paciente en Kg. por su talla expresada en metros y elevada el cuadrado: $IMC = P/T^2$, desarrollado en un trabajo clásico de la composición corporal(392), posteriormente se desarrollaron nomogramas que evitaban su cálculo

manual(393;394); se han estudiado otros índices ponderales(395), como P/T , $P/T^{1,5}$, $P^{1/3}/T$ ó índice ponderal, P/T^3 ó índice de Rohrer, $P^{1,2}/T^{3,3}$ ó índice de adiposidad de Abdel-Malek, obteniéndose diversos grados de correlación con otros parámetros antropométricos indicadores del contenido de MG; los intentos de obtener índices que permitan valorar de la forma más exacta posible la adiposidad se reflejan en el llamado índice de Benn expresado mediante la fórmula P/T^p , donde el exponente p sería un valor obtenido específicamente de los datos de peso y talla de las poblaciones estudiadas y cambiaría entre poblaciones, esto ilustra la controversia ligada a los índices ponderales en cuanto a que deben estar mínimamente influenciados por la talla e indicar lo más exactamente posible la masa corporal de un individuo(396).

El IMC presenta buena correlación con la GCT (397), ya que de los dos términos que componen la fórmula, en los individuos adultos la talla se presume constante, así los cambios en el IMC se asume que son debidos a variaciones en la masa corporal, y, dentro de esta, a variaciones en el compartimento graso, se describirá posteriormente que esta asunción está influida por factores que limitan la utilidad del IMC como estimador válido de la adiposidad corporal, como ocurre con el sexo en que para un mismo valor de IMC las mujeres presentan un porcentaje más elevado de MG debido a su menor talla respecto a los hombres; no obstante lo anterior, debido a la accesibilidad, la sencillez de su obtención, la buena correlación descrita y a su relación con la morbimortalidad, el IMC se emplea para clasificar la obesidad en diversos grados, que, según el último documento de consenso de la Sociedad Española para el estudio de la Obesidad (SEEDO)(398), se establecería en:

- Bajo peso: $IMC < 18,5$
- Normopeso: $IMC 18,5 - 24,9$
- Sobrepeso I: $IMC 25 - 26,9$
- Sobrepeso II (preobesidad): $IMC 27 - 29,9$
- Obesidad grado I: $IMC 30 - 34,9$

- Obesidad grado II: IMC 35 – 39,9
- Obesidad grado III (mórbida): IMC 40 – 49,9
- Obesidad grado IV o extrema: IMC \geq 50

Sin embargo, la importancia de la estatura en el sentido de que individuos bajos y altos con IMC equivalente tienen la misma composición corporal, excepto en lo que se refiere al grado de adiposidad, y que los compartimentos de MG y MLG deben ser ajustados para la talla del individuo, han sido objeto de un estudio reciente, en el que se propone la creación de otros índices de composición corporal que permitan la comparación entre grupos de individuos de diferente talla(399); posteriormente se comentará la importancia de expresar la medida de los compartimentos graso y libre de grasa en relación a la talla del individuo; por otro lado estudios anteriores ya habían constatado la ineficacia del IMC como herramienta de ayuda diagnóstica en sujetos de talla baja con factores de riesgo cardiovascular(400).

1.10.3. Pliegues cutáneos.

La medición de los pliegues de grasa cutáneos evalúa la grasa subcutánea, a partir de la cual se puede estimar la MG total, al ser un método barato y no agresivo para el paciente se usa ampliamente en los estudios epidemiológicos para valorar composición corporal, y, además, es un parámetro ampliamente utilizado en la valoración clínica del estado nutricional, o en situaciones patológicas como la obesidad debido a su buena correlación con el porcentaje de grasa corporal(295).

Se emplean mediciones realizadas en diferentes localizaciones corporales, debido a que la grasa subcutánea no posee el mismo espesor en las diferentes localizaciones, estas mediciones se integran posteriormente en unas fórmulas matemáticas que varían en el número de pliegues según el modelo desarrollado(152;401;402), así se obtiene el valor estimado de la densidad corporal.

La medición de los pliegues se realiza con el sujeto de pie y un aparato denominado lipocalibre, constituido por un mecanismo de pinza, que aplica una presión constante en el pliegue cutáneo escogido y mantenido previamente entre dos dedos del observador. La medida del pliegue se refleja en una escala graduada en milímetros que incorpora el lipocalibre, y en cada pliegue deben realizarse tres mediciones eligiendo como valor final la media aritmética de estos tres valores.

La plicometría debe regirse por unas determinadas condiciones estandarizadas que especifican las diferentes zonas cutáneas de medición(396), los pliegues más utilizados son (Figura 25):

- a) Pliegue tricipital (PT): es el más conocido, se mide con el sujeto de pie, en el brazo no dominante con el codo extendido y el brazo aducido, el lipocalibre se coloca en el punto medio entre olécranon y acromion en la piel que cubre el músculo tríceps.
- b) Pliegue bicipital (PB): se mide al mismo nivel que el tricipital pero en la cara anterior del brazo.
- c) Pliegue subescapular (PS): se mide un centímetro por debajo del ángulo escapular siguiendo la línea natural de la piel, de modo que el eje del pliegue siga una línea dirigida hacia abajo y afuera formando una inclinación aproximada de 45° respecto a la columna vertebral, con los hombros del sujeto relajados.
- d) Pliegue suprailíaco (PA): sobre la cresta ilíaca, en la línea axilar media, siguiendo el pliegue cutáneo oblicuo hacia adelante y abajo, con el sujeto respirando normalmente.

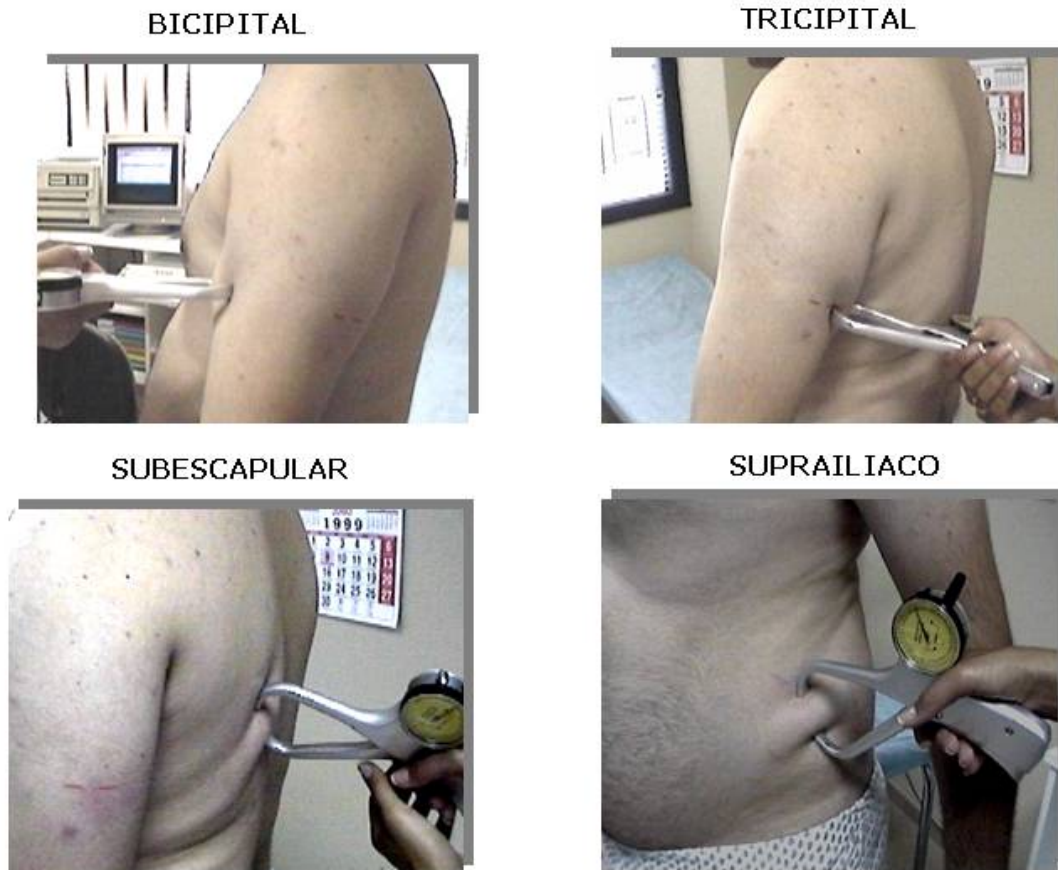


Figura 25. Pliegues corporales y técnicas de medición.

La unificación de criterios para la medición de pliegues según los protocolos utilizados por los autores que han desarrollado modelos matemáticos para estimar la grasa corporal a partir de los pliegues cutáneos permite la comparación de los estudios realizados y contribuye a reducir la variabilidad interobservador, y por consiguiente a aumentar la fiabilidad de estos estudios(396).

Se han descrito fórmulas matemáticas, específicas según el sexo y diversos tramos de edad, que relacionan los pliegues subcutáneos con la densidad corporal total y con el porcentaje de grasa corporal. La fórmula más conocida es la de Siri (Fórmula 3) en la que D representa la densidad corporal obtenida por la fórmula de Durnin-Womersley(152), que usa los valores obtenidos de la suma de los cuatro pliegues cutáneos mencionados según la fórmula 10:

$$D = C - M * \text{Log}(PT + PB + PS + PA)$$

Fórmula 10. Densidad corporal a partir de los pliegues corporales según Durnin y Womersley.

C y M son dos coeficientes publicados por Durnin y Womersley en 1974(152), que varían según la edad y el sexo del paciente; aunque también se pueden emplear los coeficientes generales, publicados por los mismos autores, para un población de 17 a 72 años:

C = 1,1765 en hombres y 1,1567 en mujeres

M = 0,0744 en hombres y 0.0717 en mujeres

El valor obtenido en la fórmula de Siri se multiplica por el peso del paciente, y obtendríamos el peso de la MG, que restada del peso corporal nos permite conocer el valor de la MLG.

Debido a que la distribución de la grasa subcutánea no es uniforme en las diferentes localizaciones corporales, hay autores que investigan el papel de diversos pliegues, como los citados y los medidos a nivel submentoniano, muslo, cadera, rodilla, pantorrilla, unidos a otras variables antropométricas, como circunferencias de cintura, muslo, cadera y braquial, y diversas longitudes de segmentos corporales en la estimación del porcentaje y masa de grasa corporal en población adulta(403-406) y en población infantojuvenil(407). Existen trabajos publicados recientemente que destacan el papel de pliegues, como los determinados a nivel del muslo y de la pantorrilla, que añadidos a los pliegues citados anteriormente mejorarían la estimación de la MG(408); en el muslo se mide el pliegue cutáneo vertical en la cara anterior a nivel del punto medio situado entre el borde superior de la rótula y el pliegue inguinal, en la pantorrilla se mide el pliegue cutáneo vertical en la zona dorsal de máxima circunferencia, con el paciente sentado y la pierna flexionada a 90°.

Aproximadamente a partir de la cuarta década de la vida la MG sufre una alteración progresiva en su consistencia haciéndose más compresible, esto podría llevar a infravalorar la MG a partir de un pliegue cutáneo, por lo que algunos trabajos emplean otro parámetro antropométrico, el índice adiposo-muscular(389), que relaciona las cantidades de grasa y músculo en la extremidad estudiada, y consiste en la relación entre área adiposa del brazo/área muscular del brazo; el valor de estas áreas se obtiene de las fórmulas 11 y 12(389;409;410):

$$AAB = \frac{PT * Cb}{2} - \frac{\pi PT^2}{4}$$

Fórmula 11. Área adiposa del brazo.

$$AMB = \frac{(Cb - \pi PT)^2}{4\pi}$$

Fórmula 12. Área muscular del brazo.

En donde: AAB Área Adiposa del Brazo, AMB Área Muscular del Brazo, PT y Cb representan el pliegue tricipital y circunferencia braquial, respectivamente, del brazo no dominante. La Cb y el área muscular del brazo se describen en el apartado de circunferencias corporales.

Otros autores emplean el índice adiposo-muscular corporal (IAMC), que consiste en calcular el peso de MG total, esta cifra se sustrae al peso corporal, con lo que tendremos el peso de la masa magra (masa no grasa); el cociente MG/Masa magra nos daría el IAMC. Existen trabajos publicados que calculan el peso de MG mediante plicometría y BIA(411-413)

La medida de los pliegues de grasa descansa en una serie de premisas establecidas como asumir que los pliegues son una buena medida de la grasa subcutánea y que esta mantiene una correlación lineal con la MG

corporal, y, adicionalmente, presenta una serie de limitaciones derivadas de la técnica de medición y de factores locales entre las que podemos destacar(414):

- La cantidad del pliegue cutáneo cogido entre los dedos para medir con el lipocalibre varía si el observador es diferente.
- En personas muy obesas puede ocurrir que el pliegue sea mayor que la amplitud de apertura de los brazos del lipocalibre, en estos casos la medida del pliegue debería hacerse con ecografía.
- Si se efectúan lecturas muy repetidas en la misma zona puede producirse cierto edema que interfieren el resultado.
- La profundidad a que se colocan los brazos del lipocalibre varía con observadores diferentes.
- Si el paciente refiere molestia al aplicar el lipocalibre, puede moverse, adoptar una postura demasiado tensa, etc.
- El tiempo que el pliegue permanezca aprisionado entre los brazos del lipocalibre influye también en el resultado, por ejemplo si las lecturas son muy rápidas los valores del pliegue serán más altos.
- Dificultades para delimitar la interfase grasa/músculo.

Una limitación adicional, en cuanto al valor final del porcentaje de MG obtenido, reside en el hecho de asumir el valor de la densidad corporal obtenido por plicometría frente a técnicas de referencia como la HD, lo que produciría un error fijo del 3% – 5%(391).

Finalmente, debemos mencionar que la plicometría tiene como objetivo estimar la adiposidad general del individuo a partir de las medidas obtenidas en el tejido celular subcutáneo, asumiendo una correlación entre ambas; aunque esta asunción no es incorrecta, está limitada por un excesivo condicionamiento a los modelos de regresión lineal y por una serie de características que pueden influir en la distribución de la grasa subcutánea, como son edad, raza, sexo, actividad física, que hacen que los diversos modelos matemáticos sean

dependientes de la población en la que se han desarrollado y de limitada validez externa; lo que ha llevado a la existencia de numerosas ecuaciones en diversas poblaciones como niños obesos, atletas y diversos tipos de deportistas, niñas pre y postmenarquia, militares, etc., y a realizar diversos estudios para intentar validar y generalizar las ecuaciones basadas en pliegues corporales(391); como limitación añadida se ha observado en poblaciones infantojuveniles que la medida de pliegues cutáneos no aporta información adicional al IMC para la estimación de la grasa corporal, una vez este ha superado ciertos niveles de IMC(415;416), aunque presentan un poder predictivo más elevado que el IMC para evaluar la posibilidad de desarrollar un estado de alto contenido en MG en la etapa adulta(417).

1.10.4. Circunferencias corporales.

La medida de circunferencias corporales, realizada con una cinta métrica inextensible, representa un método usado con frecuencia dentro de las técnicas antropométricas, tanto en valoración nutricional como en obesidad, bien como un método para definir diferentes subtipos de obesidad y su posterior clasificación dentro de grupos de riesgo, bien como variable predictiva en modelos estimativos de MG y MLG.

1.10.4.1. Circunferencia braquial.

Como complemento a la medida de los pliegues cutáneos, se emplean las medidas de la circunferencia braquial y área muscular del brazo, dirigidas a valorar la MLG corporal. La circunferencia braquial se determina en la misma localización que el pliegue tricípital usando una cinta métrica que rodea el perímetro del brazo no dominante(396), y unos coeficientes correctores para el componente óseo de la extremidad (Fórmulas 13 y 14):

Para pacientes varones:

$$AMB = \frac{Cb - \pi PT^2}{4\pi} - 10$$

Fórmula 13. Área muscular del brazo en varones.

En caso de pacientes de sexo femenino:

$$AMB = \frac{Cb - \pi PT^2}{4\pi} - 6.5$$

Fórmula 14. Área muscular del brazo en mujeres.

Siendo: AMB Área Muscular Braquial, Cb Circunferencia Muscular braquial determinada por el observador, y PT valor del pliegue tricipital medido.

Los factores de corrección respecto a las fórmulas previas, se introducen debido a que se observaron supervaloraciones al comparar estos valores musculares con los estimados por TC(418).

En un estudio reciente se desarrolla un modelo matemático mixto basado en pliegues y circunferencias medidos en brazo, muslo y pantorrilla con referencia a RMN, para estimar masa muscular corporal en sujetos no obesos(199).

La Cb, junto a otras variables como la circunferencia de pantorrilla, PS y longitud talón-rodilla, forma parte de ecuaciones que permiten estimar el peso corporal en individuos encamados por diversas patologías, la circunferencia de la pantorrilla se mide con una cinta inextensible rodeando la pantorrilla y desplazándola hasta obtener el máximo valor, en un sujeto ambulatorio se medirá con el sujeto en bipedestación con el peso repartido equitativamente entre ambas piernas, o bien con el individuo sentado en una camilla de exploración con las piernas colgando libremente; en sujetos encamados se mide la máxima circunferencia de la pantorrilla con la pierna formando un ángulo de 90° con el muslo(419).

1.10.4.2. Índice cintura/cadera.

En el apartado de medición de circunferencias para la valoración de los pacientes con sobrepeso, se ha empleado un parámetro antropométrico llamado índice cintura/cadera (ICC), que resulta de dividir la medida de la circunferencia, obtenida con una cinta métrica, a nivel de la cintura por la medida a nivel de la cadera, en varios estudios el ICC, la medición del PT y la circunferencia de cintura (CC) se han empleado como variables predictoras para construir modelos matemáticos que permitan determinar la densidad corporal(405)

Las medidas para el cálculo del ICC, deben realizarse con el paciente en bipedestación, siendo la medida de la cintura la obtenida en el nivel medio entre los márgenes costales inferiores y las crestas ilíacas al final de haber realizado una espiración; la medida de la cadera es la mayor circunferencia que se obtiene a nivel de los trocánteres mayores.

Debido a los datos que indican que la distribución de la grasa corporal es un factor importante, e independiente de la cantidad de MG corporal, en el riesgo de aparición de ciertos procesos patológicos(420;421), como la diabetes y enfermedad cardiovascular, se emplea el ICC para establecer la distribución de grasa, aunque no discrimina entre grasa subcutánea y perivisceral; habiéndose establecido, a través de diversos estudios epidemiológicos, como puntos de corte a partir de los cuales se observa un incremento del riesgo un valor de ICC un valor mayor de 1 en varones y de 0,85 en mujeres(422;423), si bien en diversos estudios realizados en nuestra población se han establecido unos valores límite de 1 en varones y de 0.9 en mujeres(424).

1.10.4.3. Circunferencia de cintura.

En la actualidad se han publicado otros estudios indicativos de que la CC se correlaciona mejor que el ICC con diversas alteraciones metabólicas que ocurren en el contexto de la obesidad, y se mantiene más estrechamente relacionada con los factores de riesgo cardiovascular que el

IMC(425) y es independiente del IMC como índice predictivo de la distribución de la grasa abdominal(426); en un trabajo posterior se propugna que dado un valor de CC, los riesgos en sujetos con normopeso, sobrepeso y obesidad son similares, otorgando cierta preponderancia a la medida de la CC sobre el IMC, pero por otro lado si se clasifican los pacientes en base a una CC normal o alta, el IMC permanece como indicador de riesgo(427); por ello varios autores establecen la medición de la CC para evaluar el riesgo unida a la medición del IMC (428;429); ya estudios previos habían destacado el valor de la CC para identificar los pacientes de riesgo y proponer diferentes niveles de actuación, destacando la utilidad de emplear la CC unida al IMC para valorar el riesgo de aparición de diabetes tipo 2 y los procesos derivados del síndrome de insulínresistencia (430;431), y, más recientemente, se ha propuesto el uso de diferentes valores de CC, según el nivel de IMC y sexo, para identificar a los individuos con riesgo cardiovascular aumentado(432); en el apartado de exploración del paciente obeso volveremos sobre estos conceptos y describiremos la técnica de medición de la CC.

Finalmente otros autores proponen la medida de la circunferencia del cuello como método de cribado para discriminar entre pacientes con normopeso, de aquellos con sobrepeso u obesidad candidatos a estudios adicionales, para lo que establecen unos valores de corte de 37 cm. en el hombre y 34 cm. en la mujer(433).

1.10.5. Diámetro sagital.

En estudios recientes se ha introducido otro parámetro antropométrico, el diámetro sagital (DS), para intentar valorar con más exactitud la grasa perivisceral, debido a que un ICC aumentado no discriminaba entre aumento de grasa subcutánea e intraabdominal cuando ésta se valoraba con TC, y se hacía necesario disponer de un parámetro que permitiera estimar la cantidad de grasa perivisceral a causa de las evidencias que ponían de manifiesto una relación entre el aumento de

este compartimento graso con el aumento de la morbimortalidad causada por elevación del riesgo cardiovascular(434-439).

Consiste en la medida en centímetros de la distancia anteroposterior entre la zona umbilical y la zona lumbar a nivel de L4-L5, con el paciente en decúbito supino(440), con un calibre específicamente diseñado (Figura 26), y se considera que valores superiores a 25 cm. pueden suponer un riesgo aumentado en personas obesas(420).



Figura 26. Técnica de medición del diámetro sagital.

El DS muestra una correlación elevada el volumen de grasa visceral (441), por lo que forma parte de las variables independientes en las ecuaciones validadas frente a los valores de grasa intraabdominal medidas por TC; diversos estudios describen la asociación entre el DS, medido por antropometría o ecográficamente, la grasa intraabdominal y las alteraciones metabólicas observadas en los sujetos con sobrepeso(442-445).

1.10.6. Consideraciones sobre los métodos antropométricos.

Como conclusión a este apartado sobre medidas antropométricas debemos mencionar unos cuantos puntos referentes a las distintas técnicas mencionadas:

- Cada grupo poblacional debe poseer sus propias tablas de valores antropométricos normales, por la especificidad de las ecuaciones antropométricas utilizadas, en las cuales se puedan clasificar los pacientes, y dentro de estos grupos pueden establecerse subgrupos, por edades, ó incluso por patologías como la obesidad y desnutrición, ya que sería erróneo aplicar valores obtenidos a partir de poblaciones sanas. Se considera que estas tablas debería actualizarse en períodos de 10 años.
- Los límites de normalidad deben establecerse entre los percentiles 5 y 95 de la población.
- Siempre es preferible usar la suma de los cuatro pliegues para estimar la grasa corporal, que un pliegue aislado. En caso de usarse un solo pliegue es recomendable utilizar el pliegue tricpital por ser el más empleado en las ecuaciones de estimación de composición corporal.
- El IMC presenta una buena correlación con la GCT en los individuos obesos, aunque deben tenerse en cuenta ciertos aspectos que se comentarán posteriormente.
- Los parámetros antropométricos deben formar parte de toda valoración nutricional, para realizar el diagnóstico inicial y seguimiento, interpretando los resultados de forma adecuada, asumiendo sus características de métodos científicos validados por otros métodos como las técnicas isotópicas, TC, densitometría, etc. y que se consideran los métodos de referencia.
- Las condiciones y lugar de medida de los parámetros antropométricos deben estar claramente estandarizadas, como en el caso de peso, circunferencias y pliegues y cutáneos, etc., debido a que oscilaciones normales de las variables medidas, por ejemplo el peso corporal a lo largo del día, no reflejan en realidad cambios en

la composición corporal, y pueden introducir errores en las fórmulas que emplean estas variables para realizar estimaciones de la composición corporal.

- La especificidad inherente a las ecuaciones antropométricas conduce a errores de estimación en la composición corporal si se aplican modelos desarrollados en poblaciones diferentes, e incluso entre pacientes que viven en entornos diferentes(446).

1.11. Técnicas de imagen en composición corporal.

Dentro de este apartado se comentan las técnicas que proporcionan información acerca de la composición corporal a nivel tisular: la TC, RNM y la ecografía.

Estas técnicas tienen aplicaciones clínicas limitadas en el estudio de la composición corporal de cuerpo entero y en el estudio de modelos compartimentales, sin embargo tienen cada vez más interés para el estudio de la distribución regional de la grasa corporal(195). En los últimos años se ha reconocido la importancia que tiene la estimación de la distribución regional de la grasa corporal como método de mayor fiabilidad para establecer los riesgos relacionados con la obesidad, de modo que la grasa visceral es la que, desde un punto de vista metabólico, resulta más peligrosa para la salud. Las técnicas de imagen se constituyen como técnicas de referencia para valorar la distribución regional de la grasa corporal en patologías como la obesidad, el síndrome metabólico o la lipodistrofia asociada al síndrome de inmunodeficiencia adquirida(447;448).

Las observaciones por parte de varios autores de la asociación de determinados compartimentos adiposos con diferentes trastornos metabólicos(449;450) ha propiciado un aumento en el interés por estudiar los subcompartimentos en que se distribuye la MG del organismo mediante técnicas de imagen como la TC y RMN, sin embargo existe una carencia de uniformidad en los compartimentos valorados en los diferentes trabajos publicados y se hacen necesarias unas definiciones consensuadas de los diferentes compartimentos evaluados que permita comparar los diferentes estudios, como han propuesto recientemente algunos autores(195) y que ya se describió brevemente en el apartado del nivel tisular de análisis de la composición corporal.

1.11.1. Tomografía axial computarizada.

Entre los métodos radiológicos de valoración de la distribución de la grasa corporal, disponemos de la TC, que se basa en las imágenes

obtenidas a partir de la atenuación producida por los diferentes tejidos del organismo al ser atravesados por haces sucesivos de rayos X, lo que permite distinguir tejido adiposo, hueso y el resto de tejidos blandos; los haces de rayos X son generados en forma de abanico y la radiación atenuada es detectada en el lado opuesto del organismo mediante un sistema de receptores; el sistema de fuente emisora y los detectores de rayos X forman un conjunto unitario que gira 360° alrededor del sujeto; otros sistemas poseen un círculo completo de detectores y solamente gira la fuente emisora de rayos X(124;194).

La TC se puede definir como el método radiológico en el cual se logra una imagen que es el resultado de la reconstrucción bidimensional (actualmente también tridimensional) de un plano tomográfico de un objeto, obtenida a través de un ordenador. Se basa en los mismos principios que el radiodiagnóstico, diferenciándose fundamentalmente en que los fotones inciden sobre detectores (estructuras muy sensibles que sustituyen a la placa radiográfica convencional de sales de plata) y en que la información recogida es sometida a un proceso informático para reconstruir la imagen mediante algoritmos.

La imagen está formada por múltiples valores de atenuación, los cuales varían según las estructuras atravesadas, y se representan en un monitor como una escala de grises. La supremacía de la TC frente a la radiografía convencional a la hora de diferenciar las densidades de los distintos tejidos es notable: mientras que en el segundo caso las diferencias de densidades de los tejidos son de un 5%, la TC permite establecer diferencias del 1%; y es posible la reconstrucción de imágenes en cortes cada 10 mm. aproximadamente. El intervalo de atenuación empleado habitualmente para medir el tejido adiposo es de -30 a -190 unidades Hounsfield (UH), variando el espectro medido por TC desde -1000 UH para el aire, hasta +1000 UH para el hueso. El área de grasa abdominal total y de grasa visceral se calcula a través de su delimitación con un lápiz computarizado, que permite cuantificar el contenido de cada uno de esos compartimentos(194;451;452)

La TC ha sido validada frente a los valores de distribución de la grasa en cadáveres humanos(453), y se considera que podría formar parte de la evaluación de los pacientes con obesidad abdominal así como de los pacientes con síndrome de resistencia periférica a la insulina, síndrome metabólico(438;449), valoración de depósitos grasos en distintas localizaciones como en la lipodistrofia que se asocia a la infección por el virus de la inmunodeficiencia humana (VIH)(454), o valoración de la distribución regional de la masa muscular.

La TC tiene aplicaciones potenciales para el estudio de un volumen o de un área(452). En el primer caso son necesarios estudios con cortes múltiples, con la limitación de la técnica por la radiación, que ha limitado su uso clínico. Para el estudio de un área determinada, es suficiente con la realización de un único corte. En la actualidad la TC usada como un solo corte a nivel abdominal en L4 se considera la técnica de referencia para la estimación de los diversos compartimentos de MG. La valoración del área grasa obtenida por TC se correlaciona con determinaciones antropométricas como el perímetro de cintura y el DS, y sirve de referencia para realizar ecuaciones predictivas de poblaciones con riesgo cardiovascular, existiendo varios modelos publicados en la literatura(124;194;455), volveremos sobre este aspecto al describir la exploración de la distribución de la grasa corporal.

La realización de un corte de TC para la valoración del área grasa no requiere preparación previa del paciente, y sólo es necesario cumplir unas mínimas condiciones previas a la exploración:

- El paciente debe situarse en decúbito supino, con los miembros superiores detrás de la cabeza y totalmente inmóvil.
- La referencia interna: previa realización de una radiografía simple de abdomen se considerará como tal la zona comprendida entre la cúpula hepática y las crestas ilíacas.

- La referencia externa: unos centímetros por debajo del apéndice xifoides. Las imágenes obtenidas nos permiten diferenciar directamente la distribución del contenido graso intraabdominal en subcutáneo, visceral o mixto.

La medición del área requiere un proceso de transformación de la imagen obtenida de píxeles a centímetros tras marcar los contornos externos e internos. Se obtiene así una medida numérica de las áreas subcutáneas o intraabdominal, así como el índice de grasa visceral/grasa subcutánea (Figura 27).

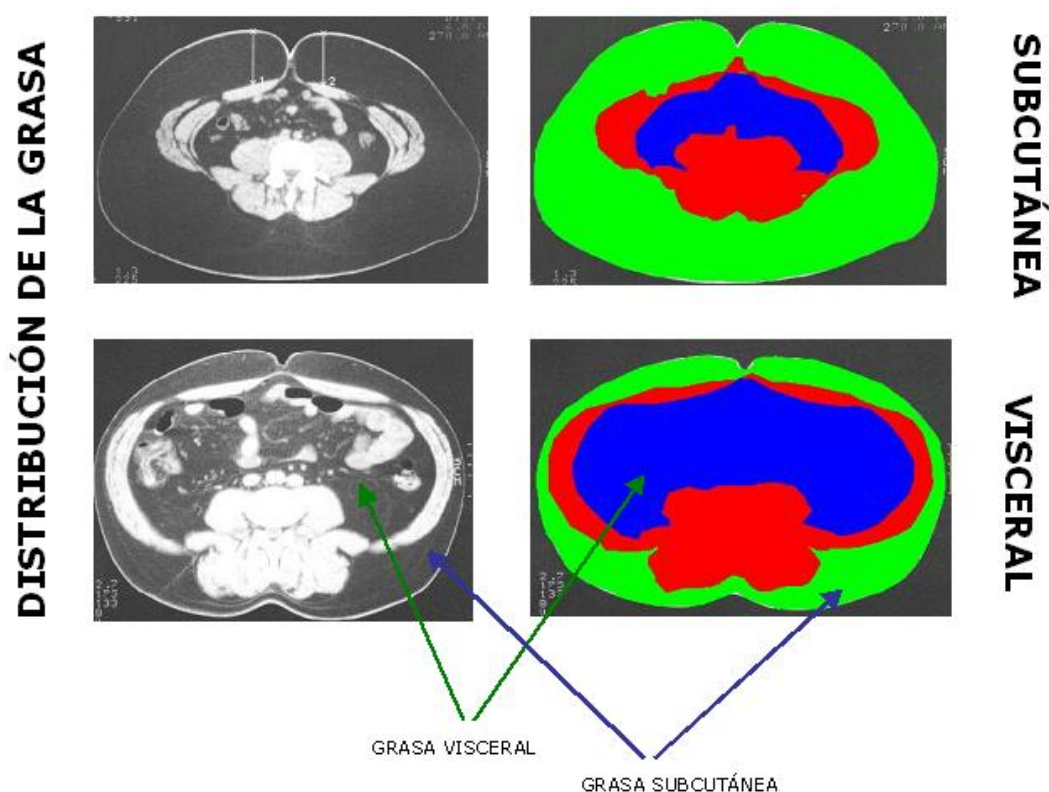


Figura 27. Tomografía computarizada y determinación de grasa abdominal.

A pesar de los buenos resultados de las mediciones realizadas mediante TC, y de la gran precisión de las mismas, esta técnica presenta el inconveniente de no ser práctica en la clínica diaria, ser cara e irradiar al paciente, si bien existen estudios dirigidos a individualizar y disminuir las dosis de radiación en las exploraciones mediante TC(456;457).

1.11.2. Resonancia magnética nuclear.

La RMN está basada en la interacción entre un núcleo atómico que posee un *spin* y un campo magnético externo, siendo un *spin* un movimiento de rotación de un protón alrededor de un eje. Aunque existen varios elementos en el organismo con la propiedad de alinearse dentro de un campo magnético como son C^{13} , F^{19} , Na^{23} , P^{31} y K^{39} , el núcleo del hidrógeno H^1 es el más usado para realizar los estudios en el cuerpo humano, ya que este núcleo es el más abundante en el organismo y el que presenta la sensibilidad más alta para el campo magnético(124).

Los protones de los núcleos, en ausencia de un campo magnético, aparecen orientados aleatoriamente. Si estos protones son sometidos a la acción de un campo magnético externo, los momentos magnéticos de los mismos sufren una orientación, siendo la suma de todos los momentos de la misma dirección que el campo magnético externo. La suma de todos los momentos es el denominado momento magnético global o neto(194).

La diferente energía absorbida por los átomos de los distintos tejidos al alinearse se libera inmediatamente cuando se interrumpe la emisión. La resonancia magnética nuclear se puede considerar un fenómeno de reemisión, porque la energía aplicada al paciente será absorbida para ser reemitida después, siendo entonces detectada por el receptor; además se emplea otra propiedad de los átomos de H llamada tiempo de relajación, para aumentar el contraste entre la grasa y el resto de los tejidos blandos, esta propiedad consiste en que los átomos de H existentes en el tejido adiposo tardan menos tiempo (tiempo de relajación) en retornar a su posición inicial, que los átomos de H existentes en el agua. La señal detectada, procesada por un ordenador, proporcionará las imágenes en forma de cortes similares a las proporcionadas por la TC(124)

Los elementos básicos de un sistema de resonancia magnética son el ordenador y procesador de datos, sistema de imán, sistema de gradiente, sistema de radiofrecuencia y sistema de adquisición de datos.

El imán es el componente básico del equipo de resonancia magnética. La existencia de campos magnéticos trae como consecuencia una serie de precauciones a la hora de instalar el equipo y de trabajar con él. Así, cerca del imán no deben situarse metales magnéticos, ni utilizarse objetos metálicos que puedan ser atraídos por el imán y originar alteraciones en el mismo. Las personas con implantes metálicos no deben ser sometidos a la prueba si existe riesgo de movilización de dicho implante, quedando el estudio totalmente descartado para aquellos pacientes con marcapasos o implantes ferromagnéticos intracraneales.

La fiabilidad y la precisión de la RMN para la medición del tejido adiposo, y de sus compartimentos visceral y subcutáneo, fueron investigadas por diversos autores a partir de la década de los años 80(458;459), contrastando estas mediciones con análisis realizados en cadáveres; además la RMN, y de forma análoga la TC, permitirían detectar los cambios producidos en ambos compartimentos adiposos, posibilidad que no permiten hasta el momento las técnicas disponibles de análisis de composición corporal in vivo(124;194;460).

Al igual que sucede con la TC, en la RMN pueden surgir artefactos, ya sean inducidos por el paciente (como son los movimientos respiratorios y los cardiacos) o externos como son las averías del *hardware* o interferencias externas.

La RMN permite reconstruir tejidos tridimensionalmente e identificar perfectamente la cantidad y la distribución de todo el tejido graso o magro. Su utilidad es similar a la de la TC en el análisis de la composición corporal, fundamentalmente en la estimación de la distribución regional de la grasa valorando una superficie o área si se utiliza un único corte o un volumen en el estudio multicortes(461;462). Ofrece ventajas sobre la TC al no irradiar al paciente, por lo que puede usarse en niños y en embarazadas, e inconvenientes derivados del coste y del tiempo de la exploración.

Algunos equipos de RMN pueden realizar la modalidad de exploración de imagen espectroscópica, técnica no especialmente diseñada para el análisis de la composición corporal, sino para el de los metabolitos principales como los elementos citados anteriormente como H, F, C, P, y otros, y, por tanto, al estudio de los parámetros metabólicos. Sin embargo, las diferentes energías de los diferentes elementos o de los distintos enlaces químicos sirven para analizar la estructura de un compuesto orgánico. El modelo más usado es el uso del carbono para estimar el tejido graso, pero requiere que la concentración del metabolito sea suficiente o, en su defecto, el empleo de trazadores que potencien la señal del metabolito a estudiar. En el futuro, el desarrollo de la resonancia espectroscópica con su capacidad para la cuantificación directa de distintos elementos, como el contenido lipídico tisular, permitirá equiparar esta técnica al AAN, limitada en la actualidad a la disponibilidad de equipos(463).

1.11.3. Ecografía.

Esta técnica se basa en la conversión de la energía eléctrica en ultrasonidos de alta frecuencia, que son aplicados en una región anatómica en forma de pulsos de corta duración. Estos ultrasonidos inciden perpendicularmente en las diferentes capas de tejidos, que tienen propiedades acústicas diferentes según su composición. Parte de estas ondas es reflejada y captada nuevamente por el ecógrafo y convertida nuevamente en energía eléctrica, que es analizada por un osciloscopio y usada para componer una imagen de la zona analizada(464).

La utilidad de esta técnica se restringe al análisis de la distribución regional de la grasa; comparada con la plicometría para estimar pliegues, mejora la sensibilidad al eliminar la variación del operador, mostrando una excelente precisión en las mediciones del tejido adiposo subcutáneo(295); y a la valoración de los compartimentos grasos intraabdominales y el DS(443;465-467).

Sin embargo, la ecografía no está exenta de variabilidad inherente a su realización como consecuencia de la presión uniforme que debe realizarse con el transductor sobre la zona de análisis, y estudios iniciales mostraron resultados contradictorios en cuanto a su papel como método para estimar MG corporal(468-470); además presenta desventajas frente a la plicometría como son menor portabilidad y mayor coste de equipamiento.

2. EXPLORACIÓN DEL PACIENTE OBESO: ESTIMACIÓN DE LA GRASA CORPORAL Y DE SU DISTRIBUCIÓN REGIONAL.

2.1. Introducción.

La obesidad, definida como un acumulo excesivo de grasa corporal(471), es, sin duda, la enfermedad metabólica mas frecuente en los países desarrollados, pero además la prevalencia de la misma aumenta cada año(398;472-474); y según los últimos datos proporcionados por la NHANES (National Health and Nutrition Examination Survey) realizada por el National Center for Health Statistics del CDC (Center for Disease Control) se estima que el 66% de los adultos de EE.UU. padecen sobrepeso u obesidad, observándose un incremento continuo desde hace 25 años, a partir de los datos de la NHANES II, tanto en el grupo de sobrepeso como en el de obesidad(475); asimismo, según datos de 2003-2004, se estima que el 17% de niños y adolescentes de entre 2 y 19 años de edad padece sobrepeso, aunque persisten las diferencias por grupos étnicos y etarios(476); en nuestro medio la prevalencia estimada de obesidad en adultos es aproximadamente del 15%, con diferencias según el sexo, clase social y lugar de residencia; y se relaciona con los hábitos nutricionales y estilos de vida(477).

La obesidad en si misma, disminuye las expectativas de vida de la población ya que aumenta el riesgo de mortalidad además de favorecer el desarrollo de comorbilidades asociadas de carácter metabólico y cardiovascular(421;478;479), esto ha convertido a la obesidad en la segunda causa de mortalidad prematura, y también evitable, por detrás del tabaco en las sociedades desarrolladas(480;481). Pero la obesidad provoca, además, problemas psicológicos personales, rechazo social, dificultades añadidas en el trabajo por la dificultad de movilidad asociada a la misma. En resumen, el coste económico global de la obesidad es muy alto, incluso el gasto sanitario derivado de de la misma representa cifras considerables, del orden del 5-8% del gasto sanitario global.

La percepción de la obesidad por parte de la población es alta y existe el conocimiento del daño corporal que provoca y de las comorbilidades que se asocian a la misma. Esta percepción es deseable que también exista en los profesionales de la salud implicados en la prevención y tratamiento de la obesidad. En este sentido recientemente se han promovido campañas de sensibilización para la prevención del sobrepeso y la obesidad en la infancia y en población adulta, que implican a las administraciones sanitarias y las sociedades científicas, en las que tratan de sensibilizar a la opinión pública de la importancia del problema desarrollando campañas y elaborando guías para la prevención, diagnóstico y tratamiento de la obesidad. También se han realizado avances en la prevención, el diagnóstico y en el tratamiento de la obesidad.

En referencia al diagnóstico de la obesidad, las distintas guías recientemente publicadas, han unificado los criterios diagnósticos del exceso de grasa corporal y los parámetros de referencia para cuantificar la distribución regional de la grasa. En concreto se ha publicado recientemente el Consenso SEEDO 2007 para la evaluación del sobrepeso y la obesidad y el establecimiento de criterios de intervención terapéutica(398) y, por parte de la Sociedad Española de Endocrinología y Nutrición, la guía práctica para el manejo del sobrepeso y la obesidad en las personas adultas (482).

2.2. Exploración general del paciente obeso. Estimación de la grasa corporal total.

La cuantificación total o bien porcentual de la grasa corporal en el paciente obeso es la base del diagnóstico de la obesidad, de tal forma que actualmente los investigadores definen obesidad como valores que exceden del 25% y 35% de GCT en hombres y mujeres adultos, respectivamente(483;484); y basándose en estos valores evalúan la fiabilidad del IMC en el diagnóstico de obesidad, obteniendo como conclusión que, tanto las mujeres como los varones, no podrían ser clasificados como obesos en base al valor de IMC exclusivamente(485), y dado que el factor primordial en el aumento de la morbimortalidad es el exceso de MG, y no el aumento de peso de forma aislada, la aplicación del IMC como parámetro diagnóstico debería tener en cuenta factores como sexo, edad, y raza, en el sentido de que los valores de corte serían diferentes de los considerados con carácter general; y sería necesario investigar la relación entre IMC y porcentaje de MG en aquellos sujetos con $IMC > 30 \text{ Kg/m}^2$, antes de aplicar este valor como diagnóstico(486), como ocurre en caso de los asiáticos a los que corresponde un valor más bajo de IMC para un mismo nivel de adiposidad respecto a los occidentales, lo que ha conducido a un redefinición del sobrepeso y la obesidad en las poblaciones asiáticas(200).

En este sentido, se hace necesario aplicar las técnicas de análisis de la composición corporal desarrolladas al estudio del paciente obeso, estas técnicas de medida las clasificamos anteriormente en directas, indirectas o doblemente indirectas (Tabla 3). Unas son usadas como técnicas de referencia como el AAN, o la HD y otras como el DEXA o la PdA, además de su empleo en técnicas de referencia para la estimación de la grasa, han pasado a tener cada vez más uso clínico. Las técnicas indirectas como el BIA, que cuantifican la grasa a partir de la MLG, se están utilizando cada vez con más frecuencia en la exploración del paciente obeso. La antropometría, técnica indirecta de estimación de la grasa corporal, sigue

siendo hoy día, una técnica de uso rutinario en clínica para la valoración de la GCT y la distribución regional de la grasa en el paciente obeso.

SE describen a continuación las técnicas mas frecuentemente utilizadas en la cuantificación de la GCT en el paciente obeso.

2.2.1. Antropometría.

Es el método más barato y accesible para estimar la GCT a nivel clínico individual o epidemiológico. Los métodos más usados son peso, talla, índices peso/talla, pliegues, diámetros o la combinación de varios valores antropométricos.

2.2.1.1. Peso y talla.

El peso es el método más sencillo para valorar el estado nutricional, de hecho el sobrepeso es un estado en el que el peso corporal excede de unos límites establecidos según estudios poblacionales que relacionan niveles de peso corporal con morbimortalidad elevada, y antes de 1980 se usaba el término de peso ideal para una talla determinada siendo las tablas de la Metropolitan Life Insurance Company una referencia de uso común; posteriormente se establecieron las limitaciones de estas tablas de peso-talla, y se evolucionó al desarrollo de los índices ponderales, como el IMC empleado en la actualidad para categorizar los casos de peso ideal, sobrepeso y obesidad(487).

La medición del peso corporal debe realizarse bajo ciertas condiciones para que sea fiable, entre las que podemos citar: a horas del día similares, con el sujeto desnudo o con poca ropa, sin zapatos, si es posible después de evacuación vesical y rectal y en báscula electrónica o de balancín homologada.

La talla debe medirse con el sujeto en bipedestación, con la espalda en contacto con el estadiómetro y sin calzado. La cabeza se ajusta de modo que una línea horizontal pase por el conducto auditivo y la parte

inferior de la órbita del ojo y los pies deben estar paralelos con los tobillos juntos. El brazo móvil del estadiómetro se baja hasta tocar la parte superior de la cabeza y se mide la altura hasta valores de 1 milímetro.

Para la valoración global de peso y talla y otros parámetros antropométricos existen diversas tablas de referencia para nuestra población en percentiles del 5-95% como las de Alastrué y las de Ricart para población adulta, las de Esquiús para la tercera edad(389;409;488;489).

El peso corporal presenta limitaciones similares a los índices ponderales, que comentaremos posteriormente, en cuanto a que no aportan información sobre la composición corporal(487).

2.2.1.2. Índices ponderales.

Los índices se basan en la exactitud de la medida del peso y la talla, pero proporcionan un mejor criterio diagnóstico de obesidad que la medida aislada del peso corporal. Los índices ponderales (Peso/Talla, Peso/Talla^2 , Peso/Talla^3 etc.), se usan desde hace varias décadas para valorar la obesidad, manteniendo su vigencia, ya que siguen siendo objeto de estudio para investigadores que buscan el desarrollo de índices que estimen de forma fiable el contenido corporal de MG(490), y modelos que añaden otras variables que podrían aumentar el poder predictivo para estimar la MG, como en el caso de la leptina unida al IMC(491).

El índice Peso/Talla^2 o índice de Quetelet, publicado por este autor en 1871 y popularizado mucho más tarde por Keys en 1972 con la red denominación de IMC(392), es hoy día un parámetro de fácil medida y uso imprescindible en la valoración clínica y clasificación del paciente obeso, desde su introducción como parámetro asociado al contenido total de grasa del organismo(492).

En realidad es un marcador más bien de corpulencia que de la adiposidad, a pesar de mostrar una aceptable correlación con la GCT tanto

en niños como en adultos, a nivel individual y colectivo. El IMC no solo se emplea como indicador de la GCT sino que, además, se correlaciona directamente con la comorbilidad asociada al exceso de peso corporal, ya que se observa una relación entre morbilidad e IMC que tiene forma de U a partir de 25 Kg/m² en la población adulta, se toma este valor como punto de corte para clasificar a los pacientes como portadores de exceso de peso; además, se sigue utilizando como estimador de la reducción de MG en el seguimiento de los pacientes sometidos a tratamientos reductores de peso.

No obstante, debe tenerse en cuenta que, aunque el IMC tiene buena correlación con la cantidad de GCT, esta relación no se mantiene en poblaciones infantojuveniles, ancianos, ni en razas diferentes a la blanca; en la raza blanca la influencia de la edad y el sexo es determinante, existiendo diferentes valores de porcentaje de grasa corporal para un mismo valor de IMC según el grupo de edad y sexo que estemos considerando(483;493), ya que en el sexo femenino los sujetos con IMC elevado tienen también elevados los compartimentos de MG y MLG respecto a los sujetos con IMC bajo, a diferencia de los varones en que la MG en caso de IMC alto se eleva respecto a los sujetos con IMC bajo, pero no la MLG; por lo que el IMC sería un indicador de adiposidad más específico en el sexo masculino(494).

Por otro lado, el IMC y la MG corporal no mantienen una relación totalmente lineal, lo que nos lleva a considerar que el IMC no puede emplearse como único estimador del compartimento graso, ya que no mide MG, ni porcentaje de grasa corporal, que son los parámetros importantes desde el punto de vista fisiológico, más que el exceso de peso por sí mismo, una consideración hecha ya desde los trabajos de Behnke(495); esto se añade a las limitaciones que presenta el IMC en poblaciones específicas como jóvenes, ancianos y pacientes con patologías catabolizantes (483;496), por lo que continúan desarrollándose modelos que permitan estimar cambios en la composición corporal en

poblaciones como los ancianos en los que el aumento de la MG va acompañado de otros factores de riesgo(497).

Del mismo modo se ha visto que los niveles de IMC en la infancia y adolescencia están asociados con el grado de adiposidad de la etapa adulta, pero esta asociación estaría influenciada por la proporción relativa de MG en edades tempranas(498)

La influencia racial en el IMC es considerable, debido a factores como longitud de extremidades inferiores, sujetos con menor corpulencia debido a una menor masa muscular, mayor contenido de grasa intraabdominal, etc., todo ello dará como resultado diferentes porcentajes de GCT para un mismo valor de IMC(499).

Las limitaciones del IMC como estimador de la MG y, por lo tanto, como parámetro para valorar el riesgo que conlleva un aumento en el peso corporal, se pusieron de manifiesto en los primeros estudios de campo, con los resultados del NHANES I y II, y otros estudios prospectivos(500-502), que indicaban unos valores óptimos de IMC menores para los individuos de raza blanca respecto a los de raza negra en cuanto a la menor cantidad de años de vida potencialmente perdidos, asimismo el punto más bajo en la curva de mortalidad correspondía a un IMC menor en el caso de las mujeres respecto al de los hombres; y también se debe destacar que los puntos de corte para sobrepeso y obesidad varían entre las diferentes poblaciones y, por ejemplo, en el NHANES I en algunos casos se asociaba menor riesgo al IMC situado en el intervalo 25 – 30 Kg/m² respecto al intervalo 20 – 25 Kg/m²(503).

Estudios recientes siguen observando estas diferencias, como en el caso de mujeres anglosajonas e hispanoamericanas, siendo estas últimas las que poseen una mayor MG para un IMC similar, además de variar la distribución de la grasa según la edad y estados fisiológicos como la menopausia(504), otros autores muestran que, el IMC es dependiente de

la edad y el sexo cuando se emplea como indicador del contenido adiposo corporal y, sin embargo, se muestra independiente de la raza; diversos autores han corroborado que existen diferencias étnicas en la relación entre IMC y el contenido de MG(486;505;506), que podrían ser atribuibles a diferencias en la ingesta calórica, nivel de actividad física, o constitución corporal.

Por lo tanto, y aunque volveremos sobre ello más adelante, es preciso conocer las limitaciones de la medida del IMC:

- La correlación del IMC y la talla pueden ser influidas por la edad, fundamentalmente en población anciana en la que los cambios de composición corporal condicionan un incremento de la GCT y el IMC infravalora la obesidad en esta etapa, salvo que se hicieran correcciones por la edad.
- Al ser el IMC un indicador de corpulencia, existe un subgrupo de población con incremento de masa magra como ocurre en algunos deportistas, en los que la determinación del IMC no refleja el grado de adiposidad, estableciéndose falsos diagnósticos de obesidad en algunos casos. Estas variaciones ocurren también entre sexos, ya que en el sexo femenino existe un mayor porcentaje de GCT en relación a la talla. En este sentido se ha propuesto la introducción de índices correctores en razón de sexo. Estas variaciones en la estimación de la GCT con el IMC son fundamentalmente en los valores intermedios de rango moderado, pero no en valores extremos.
- El IMC puede estar influido por la longitud de las piernas y por el tamaño del tronco, por lo que cuando existan alteraciones de la morfología corporal que condicionen variaciones a estos niveles, la valoración del IMC debe realizarse con cautela.
- Los valores de IMC se correlacionan con la GCT pero son incapaces de valorar a un importante subgrupo de pacientes con aumento del riesgo cardiovascular relacionado con un incremento de la distribución de la grasa corporal a nivel troncular, para cuya

determinación se precisan otros parámetros de medida de la configuración externa del organismo como las circunferencias corporales, que también permiten detectar cambios en la distribución de la grasa corporal relacionados con el sexo y la edad. Lo descrito en este punto y los precedentes resalta la importancia del estudio del fenotipo externo del individuo como un parámetro más específico que la medición aislada del IMC como estimador del contenido adiposo, el estudio de estas características se ve favorecido por el empleo de tecnologías como el escáner corporal en tres dimensiones que permite medir volúmenes sin las molestias que producen los métodos densitométricos y reduciendo los errores intra e interobservador inherentes a las mediciones de las circunferencias corporales(507;508).

- Estudios recientes sugieren que el IMC no es útil como indicador de riesgo en pacientes con patologías que causan malnutrición proteica, en los que el aumento de riesgo es producido por la sarcopenia, por lo que habría que individualizar a los sujetos con un IMC global elevado a expensas de la MG y con MLG disminuida(509)

El IMC continúa siendo, en la actualidad, el parámetro elegido tanto para la clasificación de la obesidad, como para valorar la respuesta al tratamiento de reducción de peso corporal, sin embargo, al ser una medida imperfecta del contenido de MG, supone mejor parámetro para evaluar grupos de sujetos, que para valoración individual(510). Actualmente algunos autores evalúan la utilidad de otros índices ponderales como el Peso/Talla(490), encontrando que es mejor estimador de la cantidad absoluta de MG que el IMC, otros han investigado el desarrollo de modelos predictivos para estimar el porcentaje de MG basándose en el IMC y otras variables antropométricas(22;511).

Debido a las limitaciones del IMC, en la actualidad existe interés en establecer unos parámetros de riesgo basados en rangos de contenido absoluto o porcentaje de MG corporal, que apoyarían al IMC en la

valoración clínica del sujeto más acorde con su contenido en MG, evitando asignarlo a un grupo considerado de riesgo únicamente por el valor del IMC, aunque se considere que este error de asignación tenga baja incidencia cuando se trata del estudio de poblaciones(22;472). Además, aunque existen guías clínicas basadas en el IMC para el diagnóstico y tratamiento del sobrepeso, no es recomendable basarse solamente en esta parámetro, y el uso de otras técnicas más sofisticadas que la antropometría, como BIA y DEXA, apoyarían el cribado inicial realizado por la medida del IMC(487)

La clasificación de obesidad propuesta por la SEEDO(398), se realiza en base al IMC, pero se introducen dos diferencias respecto a la clasificación de obesidad de la Organización Mundial de la Salud (OMS) empleada en las guías clínicas (471;512). La primera modificación en el grupo de sobrepeso, donde se establece un subgrupo de sobrepeso grado II con IMC de 27-29,9 Kg/m², en el que se incluye un porcentaje amplio de población adulta y en el que es preciso realizar una estrategia definida, por la asociación frecuente a factores de riesgo asociados a la obesidad; la segunda es la obesidad extrema para IMC superiores a 50 que son tributarios de indicaciones especiales en la elección del procedimiento terapéutico (Tabla 6).

OMS 1997	SEEDO 2007
Bajo peso <18.5	Bajo peso <18.5
Normopeso: 18.5-24.9	Normopeso: 18.5-24.9
Sobrepeso: 25-29.9 (Preobesidad)	Sobrepeso I: 25-26.9
	Sobrepeso II (preobesidad):27-29.9
Obesidad I: 30-34.9	Obesidad I: 30-34.9
Obesidad II: 35-39.9	Obesidad II: 35-39.9
Obesidad III \geq 40	Obesidad III (mórbida): 40-49.9
	Obesidad IV (extrema) \geq 50

Tabla 6. Clasificación de la obesidad según IMC en Kg/m².

2.2.1.3. Pliegues cutáneos.

La grasa corporal se encuentra localizada en la zona interna del organismo y a nivel subcutáneo, si se asume una relación constante entre GCT y grasa subcutánea, establecida para una población de sexo y edad determinadas(152), podemos estimar el porcentaje de MG corporal a partir de la medición del espesor del tejido graso subcutáneo mediante calibres, ó bien por ecografía.

La determinación del espesor de los pliegues cutáneos es una técnica sencilla para cuantificar la GCT, que hoy día sigue siendo muy usada por su sencillez y bajo coste. Como describimos anteriormente, el método se basa en determinar el espesor de epidermis con su fascia adyacente y tejido adiposo subcutáneo, que es lo que denomina pliegue subcutáneo en ciertas localizaciones del cuerpo consideradas como zonas

de referencia con un lipocalibre de presión constante. Existen lipocalibres de alta precisión (Holtain o Harpenden), que ejercen una presión constante de 10 gr./ cm³ e intervalos de medida de 0,5 a 1 mm. La medida debe realizarse en la zona del hemicuerpo no dominante y se considera el valor medio de tres determinaciones realizadas durante 3 segundos. Los valores obtenidos deben compararse con curvas de referencia poblacionales.

Se han establecido diversas zonas estandarizadas de medida de los pliegues cutáneos, cada una de las cuales representativas de zona a determinar a nivel troncular o periférico. La determinación a nivel de extremidad superior se realiza a nivel tricipital y bicipital, y a nivel subescapular y suprailíaco, según las técnicas descritas anteriormente. Menos común son las medidas en zonas abdominales, medioaxilar, paraumbilical, pantorrilla y submentoniano. El empleo de la medida de varios pliegues en las fórmulas está dirigido a reducir el error que se produciría debido a la variación interindividual en la distribución subcutánea del tejido adiposo.

El pliegue tricipital es una exploración rutinaria, porque es el que mejor se correlaciona con la GCT, pero no guarda relación con la distribución regional de la grasa. Sus valores medios son de 20-24 mm. en varones y 28-32 mm. en mujeres (Figura 25).

Ya se comentó anteriormente que la unificación de los criterios en la medición de pliegues permite comparar los diversos estudios y contribuye a reducir la variabilidad interobservador, sin embargo en el sujeto obeso la medición de pliegues puede ser difícil de realizar, a pesar de ser efectuada por personal entrenado, lo que originará errores en la estimación.

Son numerosas las ecuaciones basadas en pliegues corporales, esta cantidad de fórmulas publicadas en la literatura es indicativa de las

limitaciones del empleo de la plicometría como método de análisis de la composición corporal(513). La fórmula más conocida es la de Siri (Fórmula 3) en la que la densidad corporal es el valor obtenido mediante la fórmula de Durnin-Womersley (Fórmula 10), obteniendo la MLG a partir de la MG y peso corporal, como mencionamos previamente.

Debemos tener en cuenta, no obstante que las estimaciones basadas en la fórmula de Durnin-Womersley y Siri, pueden no proporcionar valores adecuados del contenido de MG del paciente obeso(295;514;515), debido a las variaciones del tejido graso subcutáneo que existen respecto al sujeto con normopeso, esto a llevado a diversos autores a desarrollar otros modelos predictivos que incluyen variables adicionales(516).

Finalmente, y a modo de conclusión, diremos que, aunque la plicometría se sigue empleando, principalmente en estudios poblacionales, la medición de un número de pliegues significativo para la obtención de un modelo predictivo fiable en obesos puede ser dificultosa, e incluso imposible por las limitaciones de los lipocalibres(517), y generalmente se produce una infraestimación del contenido de MG en todos los casos; además al tratarse de una técnica doblemente indirecta, por estimar la MG a partir de la densidad corporal, se añadirían los errores de estimación de esta técnica en el caso de la obesidad debido a las alteraciones que se producen en la densidad de la MLG(515;518).

2.2.1.4. Circunferencias y perímetros.

La medición de circunferencias corporales en el caso del paciente obeso está dirigida fundamentalmente a evaluar la distribución de la grasa corporal como parámetro indicador del riesgo asociado al exceso de peso.

Además determinados perímetros, como el caso de la CC, forman parte de modelos matemáticos desarrollados por algunos autores en un intento de reducir las limitaciones que se producen al emplear

únicamente pliegues como variables predictoras en las ecuaciones(405) (Tabla 7).

Parámetro estimado	Modelo matemático
%GC Hombres	$0.567 * \text{Cintura} + 0.101 * \text{Edad} - 31.8$
%GC Mujeres	$0.439 * \text{Cintura} + 0.221 * \text{Edad} - 9.4$
%GC Hombres	$0.353 * \text{Cintura} + 0.756 * \text{PT} + 0.235 * \text{Edad} - 26.4$
%GC Mujeres	$0.232 * \text{Cintura} + 0.657 * \text{PT} + 0.215 * \text{Edad} - 5.5$

Tabla 7. Estimación de la MG por perímetros

Siendo: Cintura: medida del perímetro en cm, edad en años, PT: pliegue tricipital en mm.

2.2.2. Impedancia bioeléctrica.

En el apartado correspondiente a los métodos de composición corporal ya se describieron las bases sobre las que se sustenta el BIA, por lo que simplemente las recordaremos de manera superficial a modo de introducción del empleo del BIA en obesidad.

El BIA es, probablemente, el método más usado en el momento actual para estudiar la composición corporal en diversos contextos, fundamentalmente por su coste asequible, facilidad de uso y transporte y no invasividad(513). Sin embargo presenta limitaciones, debido a que alguno de los principios en que el método se basa puede que no se cumplan en circunstancias consideradas patológicas. Como se expuso anteriormente, el estudio de la composición corporal por BIA se basa en la relación que existe entre algunas características físicas del conductor, en concreto su volumen, longitud y composición.

En el apartado anterior se expuso que el método BIA se basa en que el agua corporal, debido a la presencia de electrolitos disueltos, transmite la corriente eléctrica mientras que la grasa y el tejido óseo son relativamente no conductores. La técnica consiste en aplicar al organismo una corriente de baja intensidad y medir su conductividad, la cual está relacionada con su contenido en agua y, por tanto, con su contenido en tejido magro (Figuras 7 y 8). Por lo tanto el contenido de ACT y la resistencia corporal están inversamente relacionadas; a partir de la determinación del ACT, y asumiendo una hidratación constante de la MLG, calcularemos esta, y por diferencia con el peso, obtendremos el contenido de MG(165;203;414;519).

Sin embargo, la influencia del contenido de ACT en la estimación de la MLG por BIA se manifiesta al aplicar ecuaciones desarrolladas en poblaciones con normopeso a sujetos obesos, dando lugar a errores causados, en parte, por la variación relativa entre los compartimentos de ACT que parece existir en la obesidad, especialmente en los casos de

obesidad severa(143;172;520), como se ha comprobado experimentalmente al analizar muestras de un compartimento de la MLG, el músculo esquelético, en que se observó una disminución significativa del contenido de agua intramuscular, y por el contrario un aumento significativo de la grasa en forma de triglicéridos, en los obesos respecto a los individuos con normopeso, alterando las proporciones de estos compartimentos respecto a los individuos sanos(521).

El volumen del conductor puede deducirse si se conoce su longitud y resistencia, si el conductor es un cilindro perfecto y su composición es homogénea, pero estas condiciones no se cumplen en el cuerpo humano; además, la morfología y constitución corporal del obeso difieren del sujeto con normopeso, acentuando las diferencias físicas entre tronco y extremidades respecto a su contribución a la impedancia corporal total(202;520;522), además a medida que aumenta el grado de obesidad va haciéndose más patente el hecho de que el organismo no es un conductor cilíndrico, como puede observarse en la figura 28 que muestra de forma esquemática un corte a nivel coronal en sujetos con normopeso y obesidad, lo que supondría una limitación en los equipos de BIA clásicos para predecir la composición corporal en sujetos con grados de obesidad elevados, aunque este aspecto podría mejorar con la introducción del BIA segmentario permitiendo exploraciones localizadas en brazos, muslo y la realización de cortes a nivel abdominal(289).

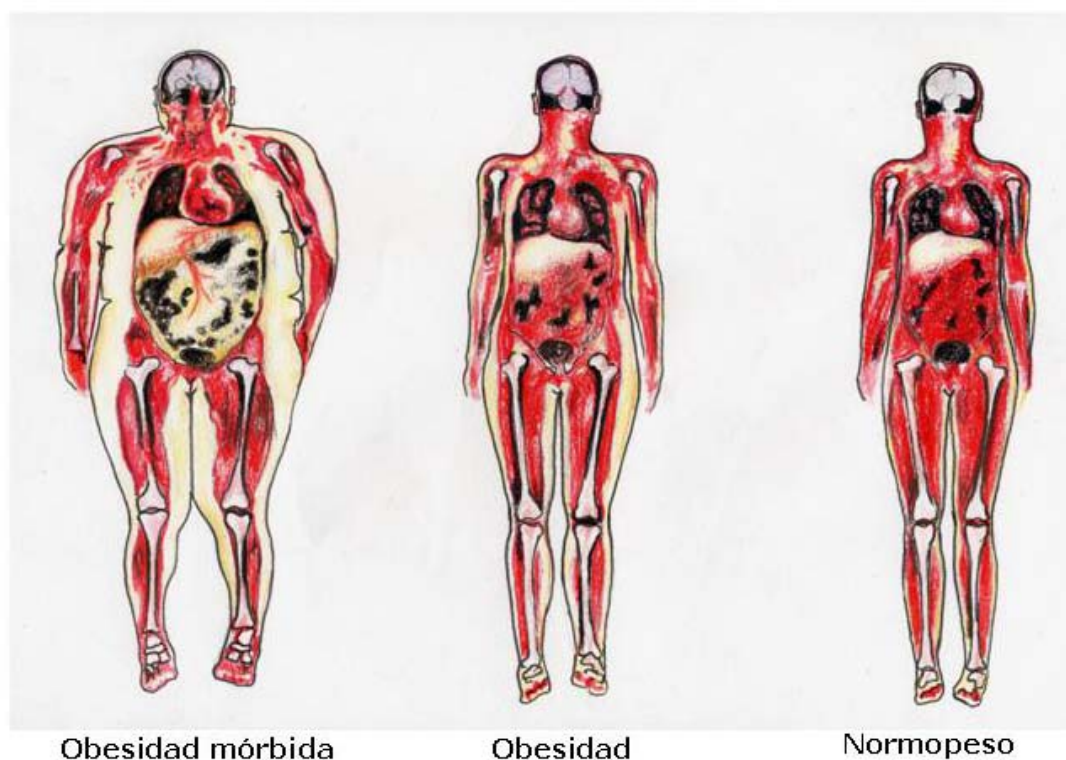


Figura 28. Comparación entre grados de obesidad.

Cambios en la longitud del conductor afectarán a la validez de las estimaciones realizadas por BIA, así la longitud de brazos y piernas, dada su contribución a la impedancia corporal total, puede influir en los parámetros estimados por BIA, por ejemplo el porcentaje de MG(523), lo que añade otro factor sobre la necesidad de disponer de ecuaciones poblacionales específicas.

El cuerpo humano como conductor es altamente anisotrópico. La conducción eléctrica en los sistemas biológicos es proporcional al volumen de líquido y número de iones y se ve afectado por la temperatura. De todo esto se deduce que la resistencia de los sistemas biológicos se ve afectada por cambios en la geometría, volumen, concentración electrolítica y temperatura corporales, que deben tenerse en cuenta; y específicamente en el caso de la obesidad(391), la influencia de la variación de volúmenes debida al aumento de la MG que ocurre en el contexto de la obesidad se manifiesta midiendo la resistencia de los miembros, lo que excluye la resistencia debida al tronco, los datos obtenidos podrían ayudar a explicar

la sobreestimación de la MLG que ocurre en los análisis de BIA a pacientes obesos, y los sesgos producidos al aplicar ecuaciones obtenidas en poblaciones con normopeso a sujetos con sobrepeso(524).

Los modelos matemáticos que emplea el BIA para el análisis de la composición corporal, incluyen como variable predictora el IR ($Talla^2/Resistencia$), por su alta correlación con el contenido de ACT por métodos dilucionales, con un error menor del 5%(513); para intentar aumentar su poder predictivo, se han venido desarrollando ecuaciones que incluyen variables que influyen en la composición corporal como edad y sexo, otras medidas antropométricas, como peso y talla, e incluso la raza, la cual se ha observado que introduce diferencias en las propiedades impedanciométricas de los tejidos(525); lo que hace que las ecuaciones se conviertan en específicas de la población; y, más concretamente, que las ecuaciones desarrolladas en muestras de sujetos con normopeso no deban aplicarse a individuos obesos(526).

Actualmente se han introducido nuevos métodos de análisis por BIA, con colocación de electrodos en la planta del pie o en las manos y se han desarrollado ecuaciones específicas para su uso en población sana, pero precisamos fórmulas específicas para su empleo clínico en determinadas situaciones como en la obesidad, por los motivos citados anteriormente. Nuestro grupo ya desarrolló unas ecuaciones preliminares para la valoración de composición corporal en pacientes obesos mediante BIA con referencia DEXA (Tabla 8).

Con otras distribuciones de los electrodos se pueden determinar impedancias segmentarias de los miembros y del tronco y su contribución a la impedancia total, algunos autores estudian el uso de BIA multifrecuencia a nivel de abdomen para estimar la MG abdominal, colocando 4 electrodos, 2 emisores y 2 receptores, alineados a ambos lados de la zona umbilical, obteniendo correlaciones elevadas para la MG subcutánea con referencia a la medición efectuada por RMN(527).

Población	Método BIA	Modelo matemático
Hombres	Tanita	$MLG = 0,057 * E + 0,606 * PC + 21 * T - 0,015 * Z - 39$
	Bioscan	$MLG = 0,063 * E + 0,533 * PC + 27,95 * T - 0,009 * Z - 41,025$
Mujeres	Tanita	$MLG = 0,026 * E + 0,428 * PC + 11,1 * T - 0,003 * Z - 8,056$
	Bioscan	$MLG = 0,030 * E + 0,388 * PC + 13,75 * T - 0,008 * Z - 6,133$

Tabla 8. Ecuaciones predictivas para MLG en población española (Bellido-Carreira 2001).

Siendo: MLG Masa Libre de Grasa, E edad en años, PC peso corporal en Kg, T talla en m, Z impedancia en ohmios.

La mayor parte de los estudios concluyen que el BIA es un método fiable y válido para el análisis de ACT en el caso de equipos monofrecuencia y del contenido de AIC y AEC en los equipos multifrecuencia(391).

En resumen, el análisis de MLG se realiza siempre asumiendo la hidratación constante de la MLG, y el contenido de grasa corporal por sustracción de MLG del peso total; aunque la realización del BIA es sencillo y no requiere excesivo entrenamiento por parte del personal que lo va a manejar, lo que hace que el error técnico sea reducido (<2%), hay cierto número de factores que no pueden ser totalmente controlados, a pesar de una cuidadosa realización de la técnica de medida; como es la alteración en los compartimentos de AEC y AIC, por su diferente resistividad específica; las alteraciones en la constitución corporal en casos de longitud de las piernas relativamente elevada, se producirá una infraestimación del contenido de MLG(499); y en los casos de obesidad(289); temperatura y humedad de la piel; estado de ayuno ó

actividad física previa; esto hace que los estudios de composición corporal basados en BIA sean muy específicos de la población en la que se han desarrollado; para paliar, en parte, las diferencias entre diferentes estudios se establecieron unos criterios consensuados con objeto de estandarizar la realización de la técnica(240).

A pesar de las limitaciones que hemos señalado, el BIA presenta ventajas como las de ser un método poco costoso, portable, no invasivo, puede realizarse en sujetos encamados, y presenta menor variabilidad interobservadores que las técnicas antropométricas. Todo ello cual lo hace especialmente idóneo para su empleo en estudios poblacionales, consiguiendo medidas bastante precisas con errores menores del 4% en la estimación del ACT(391), y del orden de 2 – 4 Kg en MG y MLG(513).

En la utilización de BIA en pacientes obesos el mejor coeficiente de variación (CV) se obtiene en individuos obesos con IMC < 35 Kg/m², debido a que las técnicas de referencia utilizadas, DEXA o K⁴⁰, presentan limitaciones en las medidas(499), y a los cambios de hidratación de la MLG y de la MG en pacientes obesos. La introducción de equipos multifrecuencia, permitiendo el desarrollo del BIA espectroscópico, permite conocer mejor el contenido de AIC y AEC, y por tanto disminuyen el CV de la medida; sin embargo no se han obtenido resultados con validez suficiente para su aplicación en clínica(221); lo que se evidencia también en la aplicación del BIA a los cambios de composición corporal que ocurren en los casos de grandes disminuciones en el peso corporal(528), esta falta de validez podría deberse a factores geométricos condicionados por la mayor acumulación del tejido adiposo en determinadas zonas y por la repercusión de la pérdida de MG en la estimación de los compartimentos de ACT(529), esto ha llevado a otros autores a proponer que en el futuro se deba hacer hincapié en los parámetros que pueden ser medidos con BIA multifrecuencia, en lugar de los parámetros que pueden ser estimados(530).

El IMC no informa con precisión acerca del contenido de MG y MLG, y por tanto no es útil para determinar qué compartimento varía en los cambios de peso corporal en diversas circunstancias como tratamientos reductores de peso, obesidad sarcopénica, alteraciones en el peso debidas a la edad y actividad física(499); y ya dos décadas atrás varios autores comunicaron que el aumento de riesgo cardiovascular inherente al sobrepeso es debido a cambios producidos en la composición corporal, más que al aumento de peso en sí mismo(44).

Debido a esto el BIA ha aumentado su utilidad, respecto a las técnicas antropométricas, en los análisis de composición corporal para determinar los compartimentos de MG y MLG, lo que ha llevado a diversos autores a establecer percentiles de los llamados índices de composición corporal, índice de MG (IMG) e índice de MLG (IMLG), para rangos de edad; estos índices se basan en la medida de la MG y MLG dividida por la talla del sujeto elevada al cuadrado, empleando el mismo concepto que en caso del IMC, que corrige el peso en función de la estatura(531;532). El uso de estos índices puede complementar la información sobre composición corporal proporcionada por el IMC, además de poseer valor práctico en la discriminación de los casos de disminución de MLG con o sin aumento de MG como en la obesidad sarcopénica, en deportistas que presentan aumento de peso sin exceso de MG, pudiendo representar un parámetro útil para la comparación de datos de composición corporal entre individuos de diferentes estaturas, edades y razas(532;533), para evaluar si la existencia de sobrepeso en etapas como la infancia y adolescencia es debida a un exceso de tejido adiposo(534;535), y en trastornos nutricionales fueron sugeridos hace varios años para detectar la malnutrición proteico-calórica(536).

2.2.3. Absorciometría de rayos X de doble fotón (DEXA).

Al igual que hicimos con el BIA, resumimos previamente la técnica de DEXA, antes de comentar sus particularidades en el caso de la obesidad.

Como quedó descrito en su apartado correspondiente, el principio del estudio de la composición corporal por DEXA se basa en que cuando un haz de rayos X o una fuente de fotones se sitúa en un lado de un objeto, la intensidad del haz al otro lado del objeto depende de la energía del haz incidente y de la composición química, densidad y grosor del objeto. En el caso del cuerpo humano la atenuación del hueso, tejido graso y tejido magro son diferentes, debido a su diferente composición y densidad (Figura 17).

Una fuente de rayos X produce un espectro policromático de fotones con el que se crean dos picos de energía diferentes. Se produce una atenuación de los fotones a medida que atraviesan los tejidos, en función del tipo y proporción de los átomos presentes en el tejido y de la energía de los fotones. En base a los diferentes coeficientes de atenuación entre tejido mineral y tejidos blandos por un lado, y entre tejido magro y tejido adiposo por otro, el DEXA realiza un análisis de la composición corporal tricompartmental consistente en tejido óseo, tejido magro y tejido adiposo.

Por tanto aunque con el DEXA se obtiene valores para tres componentes distintos (tejido óseo, tejido graso y tejido magro), realmente no realiza tres mediciones independientes, sino que la grasa y la masa muscular son discriminadas a partir de un proceso matemático.

Esta técnica permite el estudio de la composición corporal tanto del cuerpo entero como de distintos segmentos, si bien no es órgano-específica y no permite cuantificar separadamente los componentes proteicos y de agua del tejido magro.

En un estudio se investigó la posible influencia de la hidratación de la MLG en la estimación del compartimento graso, y se concluyó que aunque el cambio en la hidratación de la masa magra puede suponer una fuente de error en la estimación de la MG, como habían sugerido varios autores(537), este error es de pequeña magnitud en la mayoría de las situaciones clínicas y no afectaría la fiabilidad del DEXA como técnica de análisis de la composición corporal para medir MG y MLG(331;378;538-540); otros autores en una recopilación de datos sobre los cambios de hidratación y su influencia en la composición corporal determinada por DEXA, concluyen que un cambio del 5% en el contenido de agua de la MLG podría afectar a la estimación de la MG por DEXA en 1 a 2,5%(541); en otro estudio comparativo, que incluía pacientes con sobrepeso y obesidad, con un modelo multicompartimental sobre la validez del DEXA para estimar el porcentaje de MG se concluyó que los errores de estimación se deberían en mayor medida al espesor tisular anteroposterior de la zona explorada, más que a los cambios en la hidratación, resultando en una infraestimación del porcentaje de MG en los sujetos más delgados(360); ya anteriormente se observó que es más importante la distribución de la masa grasa, por su repercusión en el espesor anteroposterior de la zona analizada, que la hidratación(542), sin embargo los intentos de investigar la repercusión de la composición corporal regional sobre las mediciones efectuadas por el DEXA reproduciendo en condiciones experimentales los posibles cambios que pueden ocurrir in vivo han sido criticados(543;544)

El DEXA tiene una gran precisión y reproducibilidad para calcular la masa ósea, aunque es menos precisa para calcular la proporción de tejido graso y tejido magro, con coeficientes de variación de 1-2%, lo que permite valorar el contenido de GCT pequeñas con pequeñas diferencias, incluso en niveles de MG mayores del 25%, convirtiendo el DEXA en el método de referencia más utilizado en la actualidad, habiendo sido validado frente a técnicas multicompartimentales y con otras técnicas de referencia en pacientes obesos(342;360), siendo un método muy seguro

cuando lo empleamos para sujetos que pertenecen a la misma población usada como referencia(510).

Algunos autores han encontrado diferencias significativas en los resultados de estudios realizados en los mismos sujetos pero con equipos diferentes como Lunar[®], Hologic[®] o Norland[®] (actual Stratec[®]). Estos resultados pueden atribuirse a diferencias en la generación de niveles de energía en las exploraciones, a los distintos algoritmos empleados para el análisis de masa grasa y no grasa, a los métodos de calibración y a las diferencias entre los equipos que generan haces en abanico o en punta de lápiz(369); estas diferencias pueden variar entre 4% y 19% para los tres compartimentos de MG, MLG Y MO que analiza el DEXA, por lo que se hace necesario comparar los diferentes equipos de DEXA con modelos multicompartimentales para lograr una mayor estandarización de la técnica(332;369).

Una ventaja importante de esta técnica estriba en ser capaz de analizar la grasa contenida en el tejido graso y en la MLG(463). En este sentido puede considerarse hoy día como una técnica de referencia para estimar tanto la grasa corporal, como la grasa segmentaria, que en el caso de la grasa intraabdominal tiene interés en la valoración de análisis de riesgo en el paciente obeso, volveremos sobre este aspecto al hablar de la exploración de la distribución de la grasa en el paciente obeso.

La dosis de radiación es pequeña y no precisa de gran colaboración por parte del paciente, por lo que es fácilmente aplicable en la práctica clínica. La técnica tiene una excelente precisión y un bajo CV de alrededor del 1-2%, pero presenta unas limitaciones en obesos derivadas del tamaño de la camilla que dificultan la exploración de cuerpo entero en pacientes con obesidad severa; por lo que, para solventar esta limitación técnica, algunos autores proponen la realización de análisis de la mitad corporal basados en la hipótesis de una composición corporal simétrica(545), observando buena correlación con técnicas de referencia;

este método de análisis podría introducir un factor de variabilidad representado por la línea de referencia que debe tomarse para dividir las mitades corporales, por lo que dichos autores también proponen, para reducir este error, que el porcentaje de MG de la mitad corporal explorada se multiplique por el peso corporal(546); sin embargo el desarrollo reciente de un nuevo equipo de DEXA Lunar por el fabricante General Electric, denominado iDEXA[®], ha simplificado el análisis de la composición corporal en sujetos con obesidad severa, de tal manera que, cuando las dimensiones transversales del sujeto en decúbito exceden la ventana de exploración, el análisis se realiza con una aplicación informática integrada en el equipo denominada iDXA Mirror Image[®], la cual sugiere la mitad corporal que se debe estimar a partir de la otra mitad, de esta forma multiplicando por dos la mitad analizada se obtiene la composición corporal total, el propio fabricante del equipo informa de la posibilidad de realizar análisis de composición corporal en individuos con un peso superior incluso a los 204 Kg, proporcionando el valor del índice androide/ginoide del porcentaje de MG.

Por último aunque el DEXA realiza una valoración segmentaria de la composición corporal, no distingue entre grasa visceral y subcutánea, lo que provoca una limitación de uso clínico en pacientes obesos, aunque como veremos más adelante, es posible realizar una valoración volumétrica de ambos compartimentos.

2.3. Exploración de la distribución de la grasa corporal en el paciente obeso.

En años recientes se han retomado las observaciones hechas por Vague(547) acerca de los patrones de distribución de la MG y su asociación con alteraciones metabólicas, efecto que se mantiene de forma independiente de la edad(42;548), por lo que, independientemente de la cantidad de MG corporal, la valoración de la distribución regional de la grasa es una exploración imprescindible en la valoración del paciente obeso debido a la asociación de determinados patrones de distribución de la grasa corporal con la aparición de complicaciones metabólicas que incrementan el riesgo de patología cardiovascular(549).

El acúmulo de tejido graso en función de su localización, provoca distintos patrones de obesidad:

- a) **Obesidad androide**, central, en forma de manzana, con acumulo de grasa en la zona troncular.
- b) **Obesidad ginoide**, femoroglútea, en forma de pera, con acumulo de grasa en caderas, glúteos y muslos.
- c) **Obesidad homogénea** con distribución generalizada de la grasa corporal. (Figura 29).

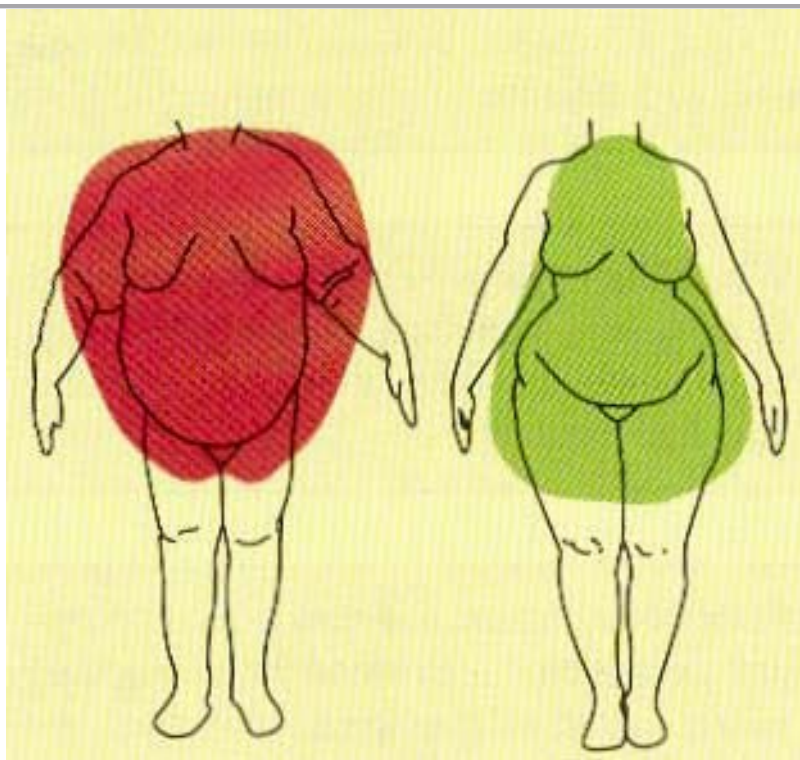


Figura 29. Modelos de obesidad.

Es precisamente la distribución androide de la grasa corporal, la que tiene mayor trascendencia desde el punto de vista clínico, ya que se asocia a aumento del riesgo de patología vascular, y de desarrollo de síndrome metabólico y diabetes, efecto que ya fue observado hace varias décadas por Vague(547). El riesgo asociado es independiente del grado de IMC y exige, como se ha dicho, una valoración específica de la distribución de la grasa corporal en el paciente obeso(550-552).

Pero en el contenido de la grasa troncular existen diferencias de distribución en subcutánea y perivisceral, siendo esta última la que se asocia al mayor riesgo metabólico de la obesidad abdominal(42;449). En este sentido se siguen desarrollando métodos de medida específicos para su valoración, que incluyen la introducción de técnicas de referencia o de imagen. En la Figura 30 enumeramos las distintas técnicas de cuantificación de la distribución regional de la grasa, desde las técnicas antropométricas a las técnicas de imagen, consideradas hoy día técnicas de referencia.

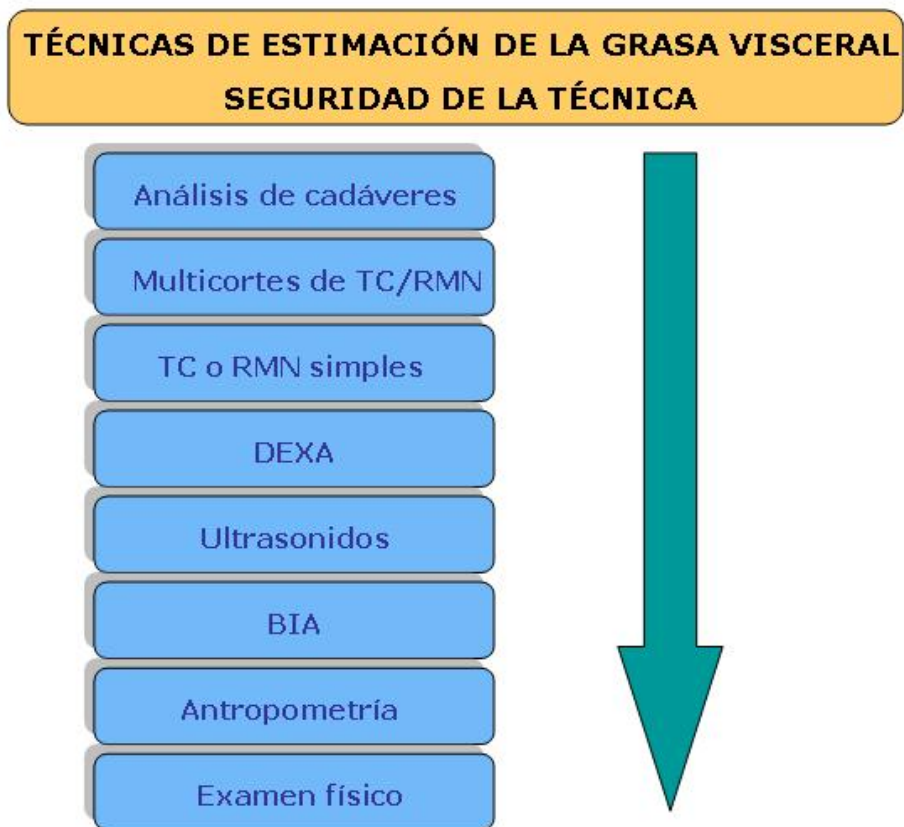


Figura 30. Técnicas de estimación de la distribución de la grasa.

Nos centraremos en la antropometría como técnica de uso clínico habitual y los métodos de referencia que incluyen las técnicas de imagen (TC y RMN) y el DEXA.

2.3.1. Antropometría

Se han utilizado diversos parámetros antropométricos en la valoración de la distribución de la grasa, entre los que se describirán con más detalle los índices cintura-cadera, cintura-muslo, DS, y el perímetro de cintura; en el apartado de la plicometría mencionar que en un estudio se encontró asociación entre parámetros de riesgo cardiovascular y el índice PS/PT como indicador de obesidad de predominio central(553).

2.3.1.1. Índice cintura/cadera.

El ICC resulta de dividir la medida de la circunferencia, obtenida con una cinta métrica, a nivel de la cintura por la medida a nivel de la cadera. Ambas medidas deben realizarse con el paciente en bipedestación, siendo la medida de la cintura la obtenida en el nivel medio entre los márgenes costales inferiores y las crestas ilíacas al final de haber realizado una espiración; la medida de la cadera es la mayor circunferencia que se obtiene a nivel de los trocánteres mayores.

Durante mucho tiempo ha sido el parámetro de elección, especialmente en estudios epidemiológicos, ya que ha mostrado correlación independiente del IMC con la predicción de trastornos metabólicos como hipertensión, resistencia a la insulina y diabetes(421); su desarrollo se basó en la idea de que, con una medida de cadera relativamente constante, el aumento del ICC se realizaba a expensas del componente de cintura causado por un incremento de grasa a nivel central; posteriormente se vio que estas asunciones no se mantenían en estudios realizados con sujetos de diferente raza, y, aunque otros estudios mostraron resultados contradictorios(554), el ICC fue cayendo en desuso como parámetro para valorar la distribución de la MG(510).

Distintas guías y consensos clínicos han establecido puntos de corte en la medida del ICC. Así la SEEDO establece como puntos de corte a partir de los cuales se observa un incremento del riesgo un valor de ICC mayor de 1 en varones y mayor de 0,90 en mujeres(424). Los valores

elevados indican además una distribución troncular de la grasa, mientras que los valores bajos indicarían una distribución femoroglútea.

Sin embargo, este método presenta problemas derivados de que no es independiente del grado de obesidad y se ve influenciado por otros factores como la masa muscular glútea; por otro lado existen diferencias entre los estudios respecto a los puntos de medida utilizados para calcular el ICC, debidas, en parte, a la dificultad de localizar estos puntos en los pacientes obesos, lo que complica la interpretación de este parámetro(295), además aunque presenta buena correlación con los trastornos metabólicos, no se ha perfilado como marcador independiente de riesgo y tampoco tiene utilidad para valoración de la respuesta al tratamiento ya que puede permanecer invariable durante la pérdida de peso(555;556), y posee escasa utilidad para valorar la evolución del compartimento grasa visceral en este contexto cuando se ha contrastado con técnicas de referencia(557); por lo que en la actualidad ha sido reemplazado de las guías clínicas(512), por otras medidas antropométricas como la CC y el DS, parámetros mejor correlacionado con la cantidad de tejido adiposo perivisceral(194).

Otros autores investigan el papel diferenciado de las circunferencias de cintura y cadera como parámetros asociados de forma independiente y opuesta a los factores de riesgo cardiovascular, de tal forma que un perímetro de cintura reducido y una circunferencia de cadera elevada serían factores protectores; estos efectos no serían reflejados adecuadamente por el ICC(558;559), y se mantendrían en diversos grupos étnicos(560).

A pesar de estas observaciones, el ICC no está totalmente desechado de los métodos antropométricos que valoran la relación entre distribución corporal de la grasa y riesgo de morbimortalidad en ciertas poblaciones, ya que un estudio reciente concluye que es un parámetro superior a la CC y al índice cintura/altura (ICA) como predictor clínico de

enfermedad cardiovascular y de mortalidad por todas las causas(561), como ya habían observado los mismos autores en otro estudio previo de prevalencia de factores de riesgo(562); y en un metaanálisis de estudios sobre riesgo cardiovascular y obesidad abdominal se llega a la conclusión de que el ICC es superior a la CC como indicador de riesgo, aunque las diferencias no fueron significativas; los mismos autores apuntan, como ya se comentó previamente en este apartado, que el ICC es menos fiable por estar sujeto a más variabilidad y ser más dificultosa su medida, y no sería útil como indicador de obesidad ni para evaluar la disminución de peso; pero finalmente recomiendan que se realicen ambas medidas en la evaluación del riesgo asociado a la obesidad abdominal(563).

2.3.1.2. Índice cintura/muslo.

Este índice, resultado de dividir la CC entre la circunferencia medida a nivel de la raíz del muslo, no ha sido universalmente aceptado, pero puede emplearse cuando existe duda en la determinación del ICC, ya que refleja un cociente entre grasa visceral y subcutánea como la cintura, con la circunferencia media del muslo, que mide la grasa subcutánea, diversos autores estudian su relación con el desarrollo de diabetes tipo 2 en el contexto de la obesidad (564;565).

Análogamente a lo comentado para el caso del ICC, los componentes de este índice medidos por separado, podrían aportar información complementaria respecto al riesgo metabólico, siendo una circunferencia de muslo elevada y una CC reducida parámetros de bajo riesgo(42;566). Otros autores han investigado la utilidad de la circunferencia de muslo como medida de la reducción de MLG en pacientes de edad avanzada, y por lo tanto, como indicador de sarcopenia en este grupo de edad; mientras que la CC se mantendría como indicador de obesidad abdominal(567); estos parámetros reflejarían más adecuadamente que otros, como la plicometría, los cambios debidos a la redistribución del compartimento adiposo que conlleva el envejecimiento.

2.3.1.3. Diámetro sagital.

Desde hace una década, aproximadamente, con la generalización de las técnicas de imagen, como la TC y la RMN, se ha visto que los índices comentados anteriormente, aunque mantenían correlación con los parámetros de riesgo metabólico y cardiovascular, no reflejaban adecuadamente el contenido de MG visceral, responsable, dentro de la obesidad central, de la elevación de riesgo que implica la obesidad; esto condujo al desarrollo de otros índices que reflejaran de forma más fiable la grasa perivisceral, por lo que en diversos estudios se comprobó que las mejores correlaciones entre parámetros antropométricos y MG perivisceral correspondían al perímetro de cintura y al DS obtenido por TC(194;420;568;569); además en otro estudio se propone que un índice de grasa visceral/grasa subcutánea, a nivel abdominal mayor de 0,40 supondría la existencia de una entidad diferenciada dentro de la obesidad, que implicaría el desarrollo de alteraciones metabólicas y aumento subsiguiente del riesgo cardiovascular(49).

Aunque la evolución de las técnicas de imagen ha reducido el tiempo de exploración, con la consiguiente reducción de la radiación del paciente en el caso de la TC; ambas técnicas, TC y RMN, continúan siendo técnicas costosas y no están al alcance de todos los centros, ni disponibles para la valoración clínica habitual del paciente obeso, esto a llevado al desarrollo, de otro parámetro antropométrico, el DS, para intentar valorar con más exactitud la grasa perivisceral, debido a que un ICC aumentado no discrimina entre aumento de grasa subcutánea e intraabdominal cuando ésta se valoraba con TC.

El DS consiste en la medida en centímetros de la distancia antero posterior entre la zona umbilical y la zona lumbar a nivel de L4-L5, con el paciente en decúbito supino (Figura 26), con un calibre específicamente diseñado(440) y se considera que valores superiores a 25 cm. se encuentran asociadas con más frecuencia a alteraciones metabólicas aterogénicas(420).

En otros casos el DS se integra como variable independiente en ecuaciones para determinar la cantidad de MG perivisceral, estos modelos son validados frente a los valores de grasa intraabdominal medidas por TC, considerada la técnica de referencia en este caso, (124;455).

2.3.1.4. Circunferencia de cintura.

Como se ha comentado anteriormente, el ICC ha sido un índice ampliamente utilizado para la valoración de la distribución de la grasa en el paciente obeso, y para su posterior clasificación en obesidad tipo androide o ginoide, por su correlación con alteraciones en los parámetros metabólicos; sin embargo, con el empleo de las técnicas de imagen, y con la diferenciación de la obesidad central según el compartimento graso que predomine, subcutáneo o perivisceral, se ha venido comprobando que el ICC se correlaciona solo de forma moderada con la MG perivisceral, compartimento relacionado con el aumento del riesgo metabólico en la obesidad, por lo que sería de escasa utilidad como prueba complementaria (570), esto llevó a los investigadores a aislar del ICC el componente de cintura, observando que presentaba mejor correlación con la grasa visceral medida por técnicas de imagen y con parámetros de riesgo cardiovascular(420;430;571-574).

La medida la cintura, es hoy día una medida antropométrica imprescindible en la valoración del paciente obeso, independientemente del IMC, ya que el aumento de la CC se correlaciona específica y directamente con el contenido de grasa intraabdominal y en particular con la grasa visceral(575), directamente relacionada con el síndrome metabólico(576;577); permitiendo establecer puntos de corte que permiten evaluar y predecir complicaciones ligadas a la obesidad como incidencia de diabetes, enfermedad cardiovascular y riesgo de mortalidad, incluso en pacientes que no son identificados por un $IMC \geq 25$ Kg/m²(575); esta relación se mantiene en grupos de edad, raza y sexo diferentes, y, dado un valor de corte para la CC, presenta una sensibilidad

más elevada que los valores de corte de IMC correspondientes a sobrepeso y obesidad para detectar factores de riesgo cardiovascular(578); por otro lado el valor de la CC forma parte de modelos matemáticos dirigidos a estimar la MG visceral, como el denominado índice de conicidad (calculado como $CC/[0,109*(Peso/Talla)^{1/2}]$, habiéndose descrito sus ventajas frente al ICC(124;444;579-581); un aspecto a considerar es la influencia de la edad y el sexo en la interpretación de la CC, ya que se ha observado que un valor determinado de CC se corresponde con mayor cantidad de grasa visceral medida por RMN en varones, y que dicha situación estaría influenciada por la edad y el climaterio; por el contrario las mujeres presentarían más masa grasa subcutánea para un valor de CC determinado, independientemente de la edad(582).

El valor de la CC como índice de riesgo en sujetos con sobrepeso se pone de manifiesto también en un trabajo reciente en el que otras medidas de circunferencias corporales como las de muslo y cadera, e incluso el IMC, se correlacionan negativamente con el contenido de grasa visceral, por lo que se comportarían como indicadores de masa grasa subcutánea y muscular, y para un nivel determinado de CC valores elevados de las citadas circunferencias e IMC serían indicadores de disminución del riesgo mostrando una acumulación predominantemente periférica del tejido adiposo, e inversamente, valores disminuidos mostrarían acumulación central; por lo que la medición de estas circunferencias permitiría subdividir los tipos de obesidad de riesgo; ya que para un nivel de CC constante, las circunferencias de muslo y cadera y el IMC se comportan como indicadores del contenido graso subcutáneo, sin embargo se necesitan valores de corte que permitan usar estas variables de forma conjunta(583).

No existe un criterio uniforme en los trabajos publicados en la literatura acerca del sitio en el que se debe efectuar la medición del

perímetro de cintura, habiéndose identificado hasta 14 puntos diferentes de medición(584).

En un estudio publicado recientemente se comparan las medidas realizadas en cuatro localizaciones diferentes: inmediatamente debajo de la última costilla, el lugar de menor perímetro, el punto medio entre la última costilla y la cresta ilíaca, e inmediatamente por encima de la cresta ilíaca; concluyendo que los cuatro sitios de medida presentan alta reproducibilidad y elevados coeficientes de correlación, y se correlacionan de forma diferente con los diversos compartimentos adiposos, así el perímetro medido inmediatamente por encima de la cresta ilíaca presenta mejor correlación con la MG total(584), mientras que en otro estudio el menor perímetro medido entre costillas y cresta ilíaca es mejor predictor para el tejido adiposo visceral y total(585). La SEEDO en el consenso del año 2000 recomienda realizar la medición tomando referencias óseas, en el punto medio entre la espina ilíaca anterosuperior y el reborde costal inferior(424) (Figura 31 a); mientras que el NIH recomienda que la medida sea efectuada justo por encima de la cresta ilíaca(584), al igual que la SEEDO en el consenso del año 2007(398), que correspondería con la señalada por la línea b de la figura 31 y con el nivel umbilical en la figura de la derecha; las medidas se realizan con el sujeto en bipedestación y tras realizar una espiración normal, manteniendo tensa la cinta de medición pero sin comprimir la zona.

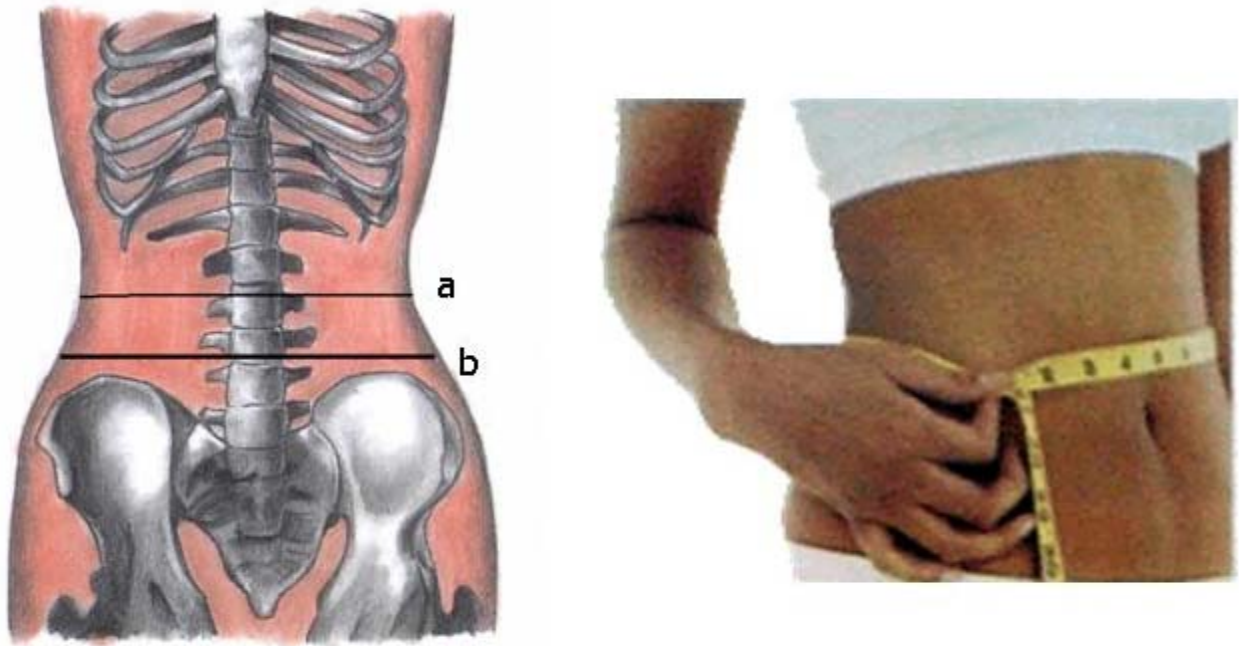


Figura 31. Nivel de medición del perímetro de cintura.

En población americana valores de CC superiores a 100 cm. se correlacionan con aumento de diabetes y riesgo cardiovascular independientemente del IMC en ambos sexos. Sin embargo las guías más recientes van disminuyendo progresivamente las medidas de cintura asociadas a mayor riesgo cardiovascular. En poblaciones asiáticas las medidas de cintura establecida en los consensos de Japón y Pacífico establecen niveles de riesgo aún más bajos por encima de 88-90 cm. En nuestra población el consenso SEEDO 2000 establece dos niveles de riesgo asociados al perímetro de cintura: riesgo elevado por encima de 82 cm. en mujeres y 95 en varones y riesgo muy elevado por encima de 90 cm. en mujeres y 102 en varones(424), presentando ligeras diferencias con las guías para población americana(512) (Tabla 9).

	PERÍMETRO DE CINTURA (cm)			
	Mujeres Inicio riesgo	Hombres Inicio riesgo	Mujeres Riesgo elevado	Hombres Riesgo elevado
NIH	82	94	88	102
SEEDO	82	95	90	102
Asian Pacific	80	90		
Japan Society	85	90		
American	80	83	93	100

Tabla 9. Valores de perímetro de cintura establecidos en diferentes consensos sobre obesidad.

La determinación del IMC y de la CC es hoy día imprescindible en toda valoración clínica del paciente obeso, como parámetros predictores del compartimento graso abdominal, algunos autores proponen el establecimiento de niveles de riesgo basados en valores del perímetro de cintura para iniciar la intervención terapéutica cuando el IMC \leq 35 Kg/m, independientemente del valor del IMC(425;512;586); recientemente varios autores refuerzan esta idea en un trabajo realizado sobre datos procedentes del NHANES III, concluyendo que el nivel de IMC no aporta datos adicionales cuando el nivel de riesgo ha sido establecido por el perímetro de cintura(427), y se proponen cuatro niveles de riesgo basados el valor del perímetro de cintura en cm.(428):

Nivel de riesgo	Mujeres	Hombres
Muy bajo	<70	<80
Bajo	70-89	80-99
Alto	90-109	100-120
Muy alto	>110	>120

Tabla 10. Niveles de riesgo según perímetro de cintura.

En la actualidad y para nuestra población, el último consenso SEEDO, modifica las indicaciones del año 2000 en cuanto a los niveles de la CC citadas en la tabla 9, estableciendo dos puntos de corte en 88 cm.

para las mujeres y 102 cm. para los varones e integrando estos valores con el nivel de IMC para valorar el riesgo aumentado de morbimortalidad, de tal manera que por debajo de 88 y 102 cm. el riesgo lo determinaría el nivel de IMC y, para un mismo nivel de IMC los valores de CC superiores a 88 y 102 cm. supondrían ascender un nivel en la escala de riesgo relativo(398).

Por otro lado, varios autores han desarrollado el concepto de "cintura hipertriglicéridémica", basado en que el perímetro de cintura unido a la determinación sérica de triglicéridos en ayunas podría servir como marcador precoz para la detección de la llamada triada metabólica en la obesidad de predominio perivisceral, consistente en hiperinsulinemia, niveles elevados de apoproteína B y aumento en la proporción de partículas densas de LDL, que supondrían un aumento en el riesgo de enfermedad cardiovascular, aún en ausencia de elevación de los niveles de LDL-colesterol; por lo que la exploración de cintura hipertriglicéridémica sería una herramienta sencilla y de bajo coste para la clínica diaria en la detección de pacientes en riesgo(587-590)□; unido a esto también se ha observado que el aumento de MG visceral se acompaña del desarrollo de un perfil metabólico de características proinflamatorias y trombogénico que conllevaría riesgo de causar inestabilidad de la placa ateromatosa con el consiguiente riesgo de enfermedad coronaria, la identificación de estos pacientes y su tratamiento con reducción de peso, podría ayudar a disminuir el nivel de riesgo cardiovascular(591); en definitiva, las medidas terapéuticas y de estilos de vida deben dirigirse de forma predominante a los individuos portadores de obesidad de tipo abdominal(592).

2.3.1.5. Índice cintura/altura.

Representa el cociente entre la CC y la talla del sujeto, ambas medidas expresadas en cm. La influencia de la estatura en la capacidad predictiva de la CC como estimador de la adiposidad, que indicaría una incidencia aumentada de factores de riesgo metabólico, ya fue investigada

hace algunos años y algunos autores concluyeron que la talla tenía una influencia limitada en las diferencias entre la CC de sujetos de estaturas diferentes y que, por lo tanto, la CC aislada podría usarse como indicador de riesgo metabólico(593;594), sin embargo previamente se había indicado que la relación cintura/altura, si bien no discriminaba entre MG subcutánea e intraabdominal, presentaba mejor poder predictivo para evaluar el riesgo cardiovascular que el IMC y el ICC en estudios poblacionales(595); en esta línea, los resultados de trabajos recientes aportan resultados contradictorios, e incluyen este índice como parámetro predictor de factores de riesgo constitutivos del síndrome metabólico asociado a obesidad de predominio abdominal, concluyendo que puede mejorar la capacidad predictiva de la CC, estableciéndose un valor superior a 0,51 como inicio progresivo del riesgo metabólico(28;596;597), y otros autores concluyen que el ICA no supera en utilidad a la CC como indicador de enfermedad cardiovascular y mortalidad en obesidad(561).

2.3.2. Técnicas de imagen.

La medición de la cintura se correlaciona directamente con el acúmulo de grasa abdominal, pero no discrimina el porcentaje de grasa subcutánea o perivisceral. En este sentido, se han desarrollado técnicas de referencia que estiman un área grasa (TC y RMN) o un volumen de grasa abdominal (DEXA).

2.3.2.1. Tomografía axial computarizada.

Esta técnica es hoy considerada como método de referencia para estimar la distribución regional de la grasa habiendo sido validado frente a análisis de cadáveres(598), constituyendo la aplicación más importante de la TC en el campo del análisis de la composición corporal; aunque el uso de uno o varios cortes estima más un área que un volumen corporal, a partir del TC se han desarrollado diversas fórmulas para estimar el contenido graso intraabdominal perivisceral(124;194;455), cuyo incremento se asocia a un aumento de riesgo cardiovascular y desarrollo complicaciones metabólicas en el paciente obeso.

Actualmente el TC usado como un solo corte a nivel abdominal de nivel de L4-L5, se considera la técnica de referencia para la estimación del área grasa (subcutánea, perivisceral, visceral, retroperitoneal), no habiéndose observado diferencias significativas con la realización de cortes en áreas próximas(599). La valoración del área grasa obtenida por TC se correlaciona con determinaciones antropométricas como el perímetro de cintura y el DS y sirve de referencia para realizar ecuaciones predictivas de poblaciones con riesgo cardiovascular(444;451).

La realización de un corte de TC para la valoración del área grasa, no requiere preparación previa del paciente y solo requiere unas mínimas condiciones. El paciente debe de situarse en decúbito supino, con los miembros superiores detrás de la cabeza y totalmente inmóvil. La referencia interna: previa realización de una radiografía simple de abdomen se considerará como tal la zona comprendida entre la cúpula

hepática y las crestas iliacas. La referencia externa: unos centímetros por debajo del apéndice xifoides. Las imágenes obtenidas nos permiten diferenciar directamente la distribución del contenido graso intraabdominal en subcutáneo, visceral o mixto.

La medición del área requiere un proceso de transformación de la imagen obtenida de píxeles a centímetros tras marcar los contornos externos e internos, este proceso se efectúa con los programas informáticos disponibles en el TC(463). Se obtiene así una medida numérica de las áreas subcutáneas o intraabdominal así como el índice de grasa visceral/grasa subcutánea, como se ha mencionado valores superiores a 0,4 indican un predominio de grasa visceral sobre la grasa subcutánea (Figura 32).

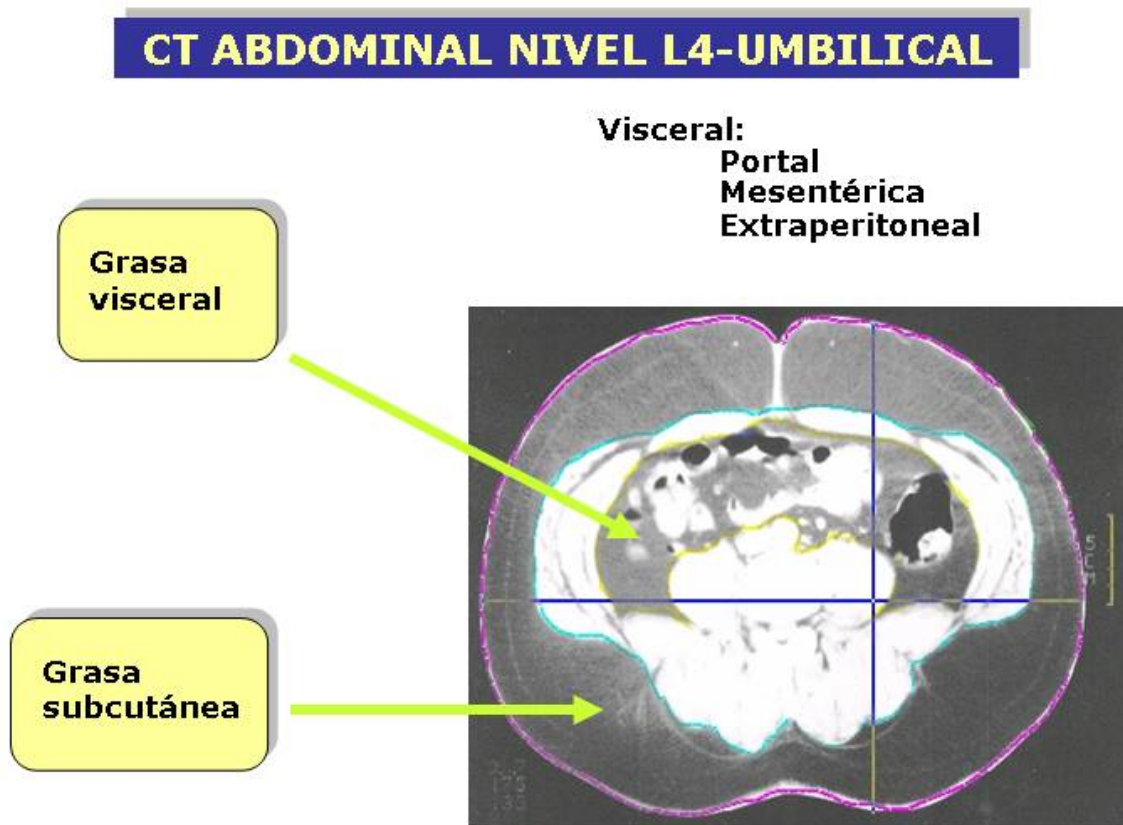


Figura 32. Esquema de un corte de TC a nivel de L4 y de la distribución de la grasa.

El empleo de las técnicas de imagen ha permitido profundizar en el análisis de de la distribución regional de la grasa, delimitando otros

compartimentos dentro de los clásicos subcutáneo y perivisceral; así el compartimento graso subcutáneo está subdividido, por una fascia claramente visible, en dos compartimentos uno más superficial y otro más profundo(463), esto llevó a algunos autores a investigar el papel del tejido graso subcutáneo en la resistencia a la insulina, estableciendo diferencias entre los dos compartimentos(600).

A pesar de los buenos resultados de las mediciones realizadas mediante TC, y de la gran precisión de las mismas, esta técnica presenta varios inconvenientes dada la dificultad de su uso en clínica diaria, es costosa y supone la irradiación del paciente.

No obstante, el uso de un solo corte de TC a nivel de L4, es una técnica cada vez mas utilizada, no solo como técnica de referencia para estimar la grasa abdominal y desarrollar ecuaciones de referencia con antropometría, como las desarrolladas recientemente por nuestro grupo con referencia a TC (Tabla 11), sino como técnica de medida de cambios de distribución de grasa intraabdominal en pacientes en los que interese su cuantificación, como los sometidos a diversos tratamientos que inciden directamente en el contenido de la distribución de grasa (orlistat, tiazolidindionas, metformina).

Región estimada (cm ²)	Modelo matemático
Area grasa visceral	$2,706 * E + 3,79 * C - 2,095 * Cd - 67,532$
Area grasa subcutánea	$8,702 * Cd - 80,572 * S - 1,547 * E + 6,589 * IMC - 673,885$
Area grasa abdominal	$6,912 * Cd + 6,027 * C - 98,016 * S - 733,1$

Tabla 11. Ecuaciones antropométricas predictivas de área grasa abdominal.

Siendo: E edad en años, C perímetro de cintura de pie en cm, Cd perímetro de cadera en cm, S sexo.

2.3.2.2. Resonancia Magnética Nuclear.

La RMN permite reconstruir tejidos tridimensionalmente e identificar perfectamente la cantidad y la distribución de todo el tejido graso o magro. Su utilidad es similar a la del TC en el análisis de la composición corporal, fundamentalmente en la estimación de la distribución regional de la grasa valorando una superficie o área si se utiliza un único corte o un volumen en el estudio multicortes, por la posibilidad de realzar los contrastes entre los distintos tejidos(194). Ofrece la ventaja de no irradiar al paciente, por lo que puede usarse en niños y en embarazadas, e inconvenientes derivados del coste y del tiempo de la exploración, ya que el tiempo de exploración es mayor que en caso de la TC, y, para obtener imágenes abdominales, se precisa la colaboración del paciente para que contenga la respiración y disminuyan los artefactos.

Del mismo modo que en el caso de la TC, se emplea como técnica de referencia en estudios que investigan la utilidad de parámetros antropométricos para predecir la distribución regional de la grasa(574) y su asociación a factores de riesgo cardiovascular(601); se han publicado ecuaciones predictivas para estimar MG total y MG abdominal en sus

diferentes compartimentos con diferentes coeficientes de determinación(194;602;603); y puede ser utilizada en el seguimiento evolutivo de los diferentes compartimentos adiposos en los pacientes sometidos a tratamiento(124), ya que el empleo de la RMN puede verse facilitado con el desarrollo de algoritmos y programas informáticos que permitan individualizar de forma automática los compartimentos adiposos(604;605).

2.3.2.3. Ecografía.

Ya se ha dicho que la ecografía, comparada con la plicometría, mejora la sensibilidad de esta al eliminar la variación inherente al explorador, y se muestra superior en el caso de las personas obesas(514). Sin embargo la ecografía no está exenta de variabilidad que conlleva su realización como consecuencia de la presión uniforme que debe realizarse con el transductor sobre la zona de análisis.

Donde la ecografía encuentra especial aplicación es en la valoración de la MG abdominal, como técnica alternativa a la TC y RMN, dado su coste más asequible, mayor rapidez de realización y carencia de riesgos para el paciente, por lo que diversos autores concluyen que es una técnica que puede sustituir eficazmente a las técnicas de imagen de referencia, y su combinación con el perímetro de cintura podría aumentar su capacidad diagnóstica en la determinación del riesgo asociado a la obesidad visceral(606), permitiendo el desarrollo de estudios epidemiológicos dirigidos a establecer niveles de MG visceral asociados a un aumento del riesgo cardiovascular; además de su empleo en el seguimiento de pacientes sometidos a tratamientos reductores de peso(607).

2.3.2.4. Absorciometría de doble fotón (DEXA).

Como se comentó previamente la DEXA es en la actualidad una técnica de referencia para cuantificar la MG, pero las exploraciones de cuerpo entero permiten realizar determinaciones regionales de composición corporal(380). En este sentido, la DEXA es un método cada

vez más utilizado para cuantificar el contenido de grasa troncular y, particularmente, abdominal, siempre que el software asociado a los nuevos equipos permita seleccionar la región de estudio mediante la colocación de los denominados ROI (acrónimo en inglés de Region of Interest), que habitualmente se colocan en la zona comprendida entre L2-L4(363;608)(Figura 33).

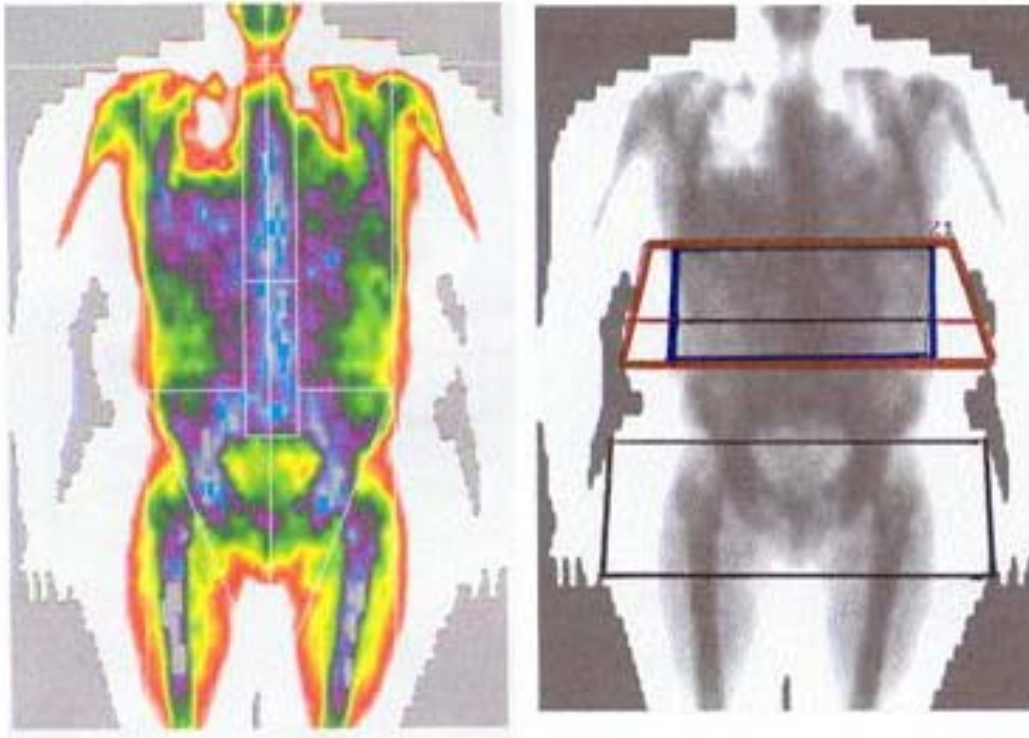


Figura 33. Estimación de grasa abdominal por DEXA.

La disponibilidad cada vez más frecuente de estos equipos, y sus características de precisión, bajo nivel de radiación y posibilidad de realizar determinaciones repetidas en el seguimiento de pacientes sometidos a tratamientos de reducción de peso con técnicas médicas o quirúrgicas, permite su aplicación cada vez más frecuente en la clínica.

Varios autores sugieren que la MG abdominal estimada por DEXA en combinación con la medida de pliegues cutáneos puede emplearse para estimar la MG intraabdominal(332), este método ha sido validado empleando la TC como referencia, observando que, cuando se añadía la medida de pliegues cutáneos tronculares y el ICC a la medida de MG

abdominal por DEXA, aumentaba significativamente el porcentaje de varianza explicada en la medida de la MG intraabdominal por TC, respecto a cuando se empleaba aisladamente la medida de MG por DEXA, pasando del 80% al 91%, del mismo modo el ICC y el diámetro intraabdominal por DEXA obtienen la mejor correlación con la MG visceral por TC(597;609).

Como técnica de referencia, la DEXA es una técnica útil para realizar ecuaciones predictivas que estimen la grasa troncular y abdominal, pero no permite valorar con precisión los compartimentos grasos subcutáneo e intraabdominal visceral y perivisceral(526); no obstante, se han desarrollado algunas técnicas de medida con referencia a TC que combinan varios parámetros, como la medición de diámetros abdominales, espesor del tejido graso subcutáneo y CC, lo que permite desarrollar modelos para discriminar entre ambos compartimentos (362;363;610;611), aunque otros autores encuentran que la medida de la MG abdominal por DEXA mantiene mejor correlación con la MG abdominal total que con la MG perivisceral(367;585).

En el futuro esta técnica se puede convertir en el referente de la medida de la distribución de MG en los análisis de composición corporal y su relación con alteraciones metabólicas, sustituyendo el uso de parámetros antropométricos menos precisos(382), y aportando las ventajas añadidas sobre otras técnicas de imagen, como TC y RMN, de menos radiación y coste por exploración.

2.4. Resumen y conclusiones.

La exploración del paciente obeso es un aspecto importante de su valoración global. En los últimos años se han simplificado y unificado las técnicas de medida además de unificar las distintas clasificaciones en base a la determinación obligatoria del IMC y del perímetro de cintura, establecidas en el Consenso SEEDO 2007 y las Guías SEEN 2004, como referentes de nuestra población(424;612).

Sin embargo, es preciso conocer otras técnicas de medida que, si bien no son de uso clínico general ni obligatorio, permiten obtener datos más precisos de la composición corporal del paciente obeso a nivel de cuerpo entero o regional. Algunas de estas técnicas como el BIA, la DEXA, y la TC y RMN, han pasado de ser únicamente técnicas de referencia a técnicas de uso en determinados contextos clínicos, y cada vez con mayores posibilidades de uso potencial para valorar la asociación entre los cambios en la composición corporal y las comorbilidades que conlleva la obesidad.

3. DESARROLLO DE ECUACIONES PREDICTIVAS PARA EL CÁLCULO DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL POR IMPEDANCIOMETRÍA.

3.1. Introducción.

El estudio de la composición corporal en humanos dirigida a determinar componentes graso, no graso, líquidos extra e intracelulares y masa ósea, tiene como objetivo detectar aumentos o deficiencias que puedan generar patologías que impliquen aumento en la morbimortalidad, así como seguir la evolución de determinadas patologías y su respuesta al tratamiento.

Los intentos de establecer las proporciones ideales del cuerpo humano se remontan al siglo XIX, lo que dio origen de la antropometría; diversos estudios posteriores desarrollaron y emplearon instrumentos como los lipocalibres destinados a cuantificar los pliegues subcutáneos en un intento de estimar el contenido graso corporal. Las diversas mediciones efectuadas por instrumentos usados en antropometría como báscula, cinta métrica para circunferencias corporales, estadiómetro y lipocalibre originaron las primeras ecuaciones matemáticas en un intento de integrar todas estas medidas en fórmulas que permitieran aproximarse al contenido graso y no graso del cuerpo; estas técnicas siguen utilizándose en la actualidad dentro de la valoración inicial del estado nutricional; como ejemplo podemos citar el conocido IMC, habiéndose comprobado que se correlaciona con el contenido de grasa corporal.

Desde hace varias décadas se han venido desarrollando métodos que permitieran analizar la composición corporal de forma fiable y reproducible y que, al mismo tiempo sean sencillos y rápidos de aplicar en la clínica diaria y en investigación epidemiológica; ya que los métodos considerados de referencia y que miden la composición corporal con mayor exactitud, como el caso de la HD, el AAN y las técnicas dilucionales están reservados a la investigación debido a factores como coste, tiempo requerido para el análisis, sofisticación en el manejo, infraestructura requerida, etc.; aunque esto ha cambiado desde hace unos años con la

introducción del DEXA como técnica de referencia en la estimación de la composición corporal.

Los métodos de estudio de la composición corporal se clasifican en dos tipos según su objetivo sea medir componentes o propiedades el cuerpo humano; los métodos basados en propiedades miden una característica del cuerpo humano, ejemplos son la HD que mide la densidad corporal y la impedancia bioeléctrica que cuantifica la resistencia corporal al paso de una corriente eléctrica, y asumiendo unas relaciones preestablecidas entre propiedades y componentes que constituyen el organismo, permiten obtener fórmulas matemáticas que cuantifican el componente a partir de la propiedad medida(128).

3.2. Impedancia bioeléctrica y composición corporal.

El BIA como método de estudio de la composición corporal ha seguido un desarrollo cada vez mayor en los últimos años, debido a que reúne una serie de características que hacen que sea de especial utilidad en clínica diaria y en estudios poblacionales de composición corporal, como son la portabilidad, bajo coste, mínimas molestias y riesgos para el paciente, mínimo entrenamiento para el personal operador, lo que contribuye a reducir los errores inter e intraobservador, etc.; habiéndose demostrado buena correlación con técnicas de referencia.

El BIA mide la resistencia que oponen las células y los fluidos corporales al paso de una corriente eléctrica alterna, este valor de BIA se utiliza para la predicción de la composición corporal integrado con el sexo y valores antropométricos seleccionados, como talla, peso, circunferencias corporales y pliegues cutáneos en ecuaciones desarrolladas mediante técnicas estadísticas multivariantes de regresión lineal, formando parte del grupo de variables predictoras o independientes que nos permitirán obtener el valor de la MLG o el porcentaje de MG, así como el valor del agua corporal total ACT; subdividiendo esta en sus componentes extra e intracelular, estimados por métodos específicos de BIA.

La ecuación de regresión así obtenida pasa a formar parte del software el aparato de BIA, para proporcionarnos los valores de MG, MLG y ACT a partir de los datos antropométricos que nosotros introduzcamos al realizar el análisis de BIA, ó bien estos valores antropométricos y el valor de la BIA nos permitirán desarrollar ecuaciones de regresión específicas para poblaciones determinadas.

En este apartado revisamos el método de desarrollo de ecuaciones de regresión para su aplicación mediante BIA al estudio de la composición corporal.

3.3. Consideraciones metodológicas.

En general, las ecuaciones de regresión presentan dos tipos de variables, la variable dependiente, que es la que pretendemos medir; y las variables independientes o predictoras, relacionadas con la dependiente, que servirán para desarrollar las ecuaciones que permitan estimar el valor de la variable dependiente.

Como hemos mencionado previamente, se han estudiado diversas variables antropométricas que, junto al valor de la BIA, permiten obtener un análisis de la composición corporal basado en un modelo bicompartimental de MLG y MG; variables como sexo, peso, talla, y las variables que proporcionan medidas de la distribución regional de la grasa, como son los pliegues cutáneos (tricipital, bicipital) y las circunferencias corporales (cintura, cadera, muslo) tienen importancia como variables predictoras dependiendo de su relación biológica y de su correlación estadística con la variable que pretendemos medir, en nuestro caso la MLG y el porcentaje de MG.

En el momento de desarrollar una ecuación que permita estimar un parámetro determinado de la composición corporal se deben seleccionar las variables predictoras siguiendo criterios biológicos y no solo

estadísticos; de tal forma que aunque una variable no presente una correlación estadísticamente significativa con la variable dependiente debería ser incluida en el modelo si consideramos que puede influir en la validez de la ecuación final(613), por ejemplo en el caso de la variable sexo.

En cuanto a las variables predictoras a incluir en el modelo, al desarrollar la ecuación debemos seguir ciertos criterios según la variable que pretendemos estimar(614;615); así los pliegues corporales, al ser una medida del contenido adiposo subcutáneo deberían ser incluidas en las ecuaciones cuando la variable dependiente es el porcentaje de MG; por otro lado si lo que pretendemos estimar es la MLG debemos incluir variables antropométricas que en los diferentes estudios han demostrado buena correlación con la MLG como son la estatura, que junto con el peso también es buen predictor del contenido corporal de MG, y las medidas de la resistencia y reactancia corporales; en el caso de los análisis de BIA monofrecuencia realizados a 50 KHz, pueden superponerse los valores de la impedancia y resistencia, al ser la reactancia mínima.

La estatura y la resistencia se han revelado, a través de numerosos estudios, como la variable que presenta una mejor correlación estadística con la MLG(615;616), por lo que forman parte, como variables predictoras, de la mayoría de las ecuaciones publicadas en la literatura, como términos independientes, o bien como componentes del IR, en la tabla 12 se relacionan algunas de las variables predictoras empleadas con más frecuencia en las ecuaciones publicadas en la literatura para estimar la MLG y MG.

Variable dependiente	Variables predictoras	Autor
MLG	T^2/R , peso, X_c , sexo	Kyle y cols.(213)
MLG	T^2/R , peso, X_c	Sun y cols.(216)
MLG	T^2/R , peso, edad	Segal y cols.(209)
MLG	T^2/R , T, peso, edad, sexo	Deurenberg y cols.(215)
MLG	R, T^2 , peso, X_c , edad	Stolarczyk y cols.(293)
MLG	$T^{1.48}/R^{0.55}$, peso	Kotler y cols.(191)
MLG	T^2/R , peso, X_c	Roubenoff y cols. (617)
MG	T^2/R , peso, T, peso-sexo, edad	Heitmann (618)

Tabla 12. Variables predictoras empleadas con frecuencia en la literatura.

Siendo: T talla en m., R resistencia a 50 kHz., X_c reactancia.

3.4. Métodos estadísticos.

Los objetivos que se persiguen con el desarrollo de ecuaciones de regresión son de dos tipos:

- Obtener modelos que pretendan predecir el valor de una variable en función del valor que tomen una o varias variables; son los llamados modelos predictivos. A este modelo pertenecen las ecuaciones de composición corporal que utilizan el BIA.
- Determinar y cuantificar la relación entre determinadas variables y la variable dependiente, también llamada variable respuesta; en este caso se trata de los modelos explicativos; ejemplos de este modelo son las ecuaciones que se utilizan para investigar qué variables afectan a parámetros fisiológicos, o modelos que intentan predecir el desarrollo de ciertas patologías en función de factores considerados de riesgo.

Ambos modelos difieren en los factores que deben tenerse en cuenta durante el desarrollo de las ecuaciones y que pueden afectar a la fiabilidad

final del modelo, como son las relaciones entre variables independientes y dependiente, y de las independientes entre sí.

La aparición de la informática, y el desarrollo de paquetes estadísticos cada vez más completos, ha facilitado enormemente el manejo de volúmenes elevados de datos y los cálculos matemáticos que requieren técnicas complejas, como son las técnicas estadísticas multivariantes empleadas en el desarrollo de las ecuaciones de regresión, favoreciendo el avance de las técnicas de composición corporal que emplean esta metodología.

3.5. Propiedades de las variables.

El método estadístico empleado para el desarrollo de las ecuaciones de composición corporal por BIA es el análisis de regresión lineal por el método de los mínimos cuadrados, que requiere el cumplimiento de una serie de condiciones, por parte de las variables seleccionadas para la construcción del modelo, previo a cualquier tipo de análisis(615;616), estas condiciones son:

3.5.1. Linealidad.

La relación de las variables predictoras con la variable que pretendemos estimar debe ser lineal, para confirmar esto previamente a cualquier tipo de análisis estadístico se debería realizar un gráfico de correlación que mostrara los valores de la variable dependiente con los de cada una de las variables predictoras, las nubes de puntos resultantes deberían asemejarse a una línea recta, con mayor o menor dispersión a su alrededor. Las variables predictoras que no guarden relación lineal con la variable dependiente deberían ser transformadas para evitar errores de estimación cuando la ecuación se aplique a muestras independientes. Posteriormente en el análisis ya cuantificaremos esta correlación mediante el coeficiente de correlación lineal de Pearson.

3.5.2. Homocedasticidad.

Este término hace referencia a que los residuales (diferencia entre valores de la variable dependiente medidos por la técnica de referencia y los valores estimados por la ecuación), deben seguir una distribución normal de media 0 y varianza 1. Para analizar si se cumple esta condición se pueden emplear tests como los contrastes de Levene, Cochran o Barlett, o el test de White; o bien realizar un gráfico de correlación en el que se enfrentan los valores de la variable dependiente estimados por el modelo contra los residuales(613;619), la nube de puntos resultante debe ser paralela al eje de abscisas (si el valor de la variable lo hemos colocado en el este eje) y seguir una distribución aleatoria a ambos lados de una línea recta, sin mostrar ninguna tendencia. En el caso de que esto no se cumpla, por ejemplo, en los casos que para valores altos de la variable dependiente se produzcan residuales siempre del mismo signo y cada vez más altos, se dice que existe heterocedasticidad; si se sospecha heterocedasticidad por análisis gráfico deben aplicarse alguno de los tests mencionados con anterioridad, u otros de los descritos en la literatura, para comprobar si existe falta de homocedasticidad. La causa de ausencia de homocedasticidad puede ser, por ejemplo, falta de linealidad o presencia de valores extremos, que de confirmarse deben ser tratados según se ha comentado en sus respectivos apartados.

3.5.3. Normalidad.

Como mencionamos en el párrafo anterior, los residuales deben seguir una distribución normal, que se comprueba mediante los tests de Kolmogorov-Smirnov, con la corrección de Lilliefors, o bien gráficamente podemos aproximarnos mediante los histogramas, gráficos de cajas y otras opciones incluidas en los programas estadísticos. Si esta condición no se cumple, puede deberse a asimetría en la distribución de la variable dependiente por la excesiva prevalencia de un grupo de valores, en ocasiones esto también ocasiona problemas de falta de linealidad y heterocedasticidad; en este caso debemos intentar una transformación de

la variable dependiente que solucionará ambos problemas; la más empleada son las transformaciones Box-Cox(615).

3.5.4. Ausencia de colinealidad.

Cuando el número de variables predictoras incluidas en el modelo es elevado se corre el riesgo de que algunas tengan entre sí un alto coeficiente de correlación lineal, lo que equivaldría a que alguna de estas variables pudiera ser, a su vez estimada por otras también incluidas; esto reduce la precisión de los coeficientes de regresión estimados resultando en una falta de fiabilidad del modelo cuando se aplique a muestras diferentes a la usada para desarrollarlo, aunque obtengamos un elevado coeficiente de regresión múltiple R^2 , también llamado coeficiente de determinación. La presencia de colinealidad puede detectarse al realizar la regresión en el valor que toma el llamado factor de incremento de la varianza(619).

La colinealidad puede afectar a unas variables predictoras y a otras no, y se produce cuando intentamos obtener de la muestra más información de la que realmente puede proporcionarnos, este problema puede evitarse eliminando del modelo variables que aporten información ya incluida en otras variables seleccionadas; a este concepto se refiere el término de parsimonia en regresión lineal múltiple, como el intento de obtener siempre el mejor de los modelos con el menor número posible de variables predictoras. Este principio hace referencia a que en las ecuaciones de regresión múltiple, a medida que aumentamos la cantidad de variables independientes también aumenta la capacidad de estas para explicar la variable dependiente, pero estamos incrementando el riesgo de incluir variables independientes que estén correlacionadas entre sí, influyendo negativamente en la aplicabilidad de la ecuación desarrollada(616), además cuanto menor sea el número de variables explicativas incluidas, evidentemente consideraremos todas las que aporten información significativa, mayor será la estabilidad del modelo y mayores serán sus posibilidades de generalización, evitando que el

modelo desarrollado pierda utilidad al emplearlo en poblaciones diferentes a la usada en su desarrollo.

Para detectar las variables intercorrelacionadas posemos usar los gráficos matriciales de dispersión y las matrices de correlación de variables predictoras que nos proporcionan los programas de análisis estadístico.

3.5.5. Valores extremos o atípicos.

Al desarrollar una ecuación de regresión sobre una muestra de datos debemos prestar atención a los valores extremos que puedan existir en las variables predictoras, estos casos, detectados al observar los gráficos de correlación de cada una de las variables predictoras frente a la variable dependiente, deben analizarse para determinar su influencia en el modelo y decidir si permanecen en la muestra que se usará para desarrollarlo y, por tanto deberían emplearse los llamados métodos robustos de regresión que, a diferencia del método general, resisten la influencia de los valores atípicos, o bien deben extraerse y ser sometidos a un análisis diferenciado(619).

Si la causa de los valores extremos se debe a errores en la medición de las variables predictoras, evidentemente se corregirá sustituyendo por el valor correcto, y si no fuese posible se eliminaría ese caso de la muestra. También debe tenerse en cuenta que valores extremos en dos variables predictoras pueden ser causa de colinealidad entre ellas, al suprimir los valores atípicos desaparecerá la colinealidad.

En cuanto a factores como la interacción y la detección de variables de confusión, tienen una importancia clave en el desarrollo de modelos explicativos, como por ejemplo los modelos que evalúan la exposición a ciertos factores de riesgo y la ocurrencia de un evento concreto, en el caso de las variables de confusión se trataría de variables que distorsionan el efecto de determinadas variables independientes sobre la

dependiente; el caso de la interacción ocurre cuando el efecto conjunto de dos variables explicativas sobre la variable dependiente es significativamente distinto al de ambas variables consideradas por separado en el modelo.

En el tipo de modelo de ecuación que nos ocupa, de tipo predictivo, interesa hallar una ecuación que estime lo más realmente posible el valor de la variable dependiente, por ejemplo la MLG; siendo totalmente secundaria la posibilidad de interacción entre variables predictoras.

3.6. Validez del modelo.

La validez de una ecuación de regresión en la predicción de una variable de composición corporal depende de varios factores, como son: validez de la variable dependiente, precisión en las medidas de las variables independientes, relaciones estadísticas y biológicas entre las variables y el tamaño y características de la muestra utilizada en el desarrollo de la ecuación(616).

- a) Un factor fundamental que afectará a la validez global del modelo predictivo es que el método usado para medir la variable que será utilizada como dependiente en la construcción de la ecuación de regresión, sea válido y preciso; si esto no se cumple, la ecuación obtenida tendrá escasa aplicabilidad práctica. En investigación las variables dependientes, MLG, MG, porcentaje de MG, ACT, se miden por técnicas consideradas de referencia; desde hace relativamente pocos años la determinación de MLG y MG por DEXA se ha ido consolidando como referencia en varios estudios(22;132;193;620-625), ya que reúne factores como amplia disponibilidad, precisión y fácil entrenamiento del personal que realiza la prueba, lo que reduce las fuentes de error exploratorio, no produce molestias al paciente, y la exposición a radiación es mínima; aunque una limitación adicional a las mencionadas anteriormente que se esgrime contra el

DEXA es el déficit de concordancia entre los diferentes modelos, lo que dificulta la comparación entre estudios.

Los métodos de referencia que miden la variable dependiente siguiendo modelos multicompartimentales y que además requieran un alto grado de colaboración por parte del paciente son más sensibles a la acumulación de errores en la medición, como ya se ha citado.

- b) La precisión en las medidas de las variables independientes o predictoras también es muy importante, variables como los datos antropométricos y la medida de la BIA deben realizarse con una metodología fiable, que minimice el error inter e intraobservador, asegurando en lo posible que la variabilidad se debe realmente a las diferencias existentes entre los individuos, además todos los instrumentos empleados deben estar adecuadamente calibrados.
- c) Entre las características de la muestra utilizada para el desarrollo de la ecuación debemos citar el tamaño, que dependerá de la correlación entre la variable dependiente y las predictoras, si es elevada no se requerirá un número elevado de casos; existiendo trabajos en la literatura con ecuaciones publicadas que fueron desarrolladas con muestras que giran en torno a los 100 casos. No obstante, como regla general cuanto mayor sea el número de casos empleado más fiable será la ecuación desarrollada a partir de la muestra; como se puede comprobar experimentalmente, los incrementos en el valor de R^2 que se producen con la adición de variables predictoras al modelo tienen mayor probabilidad de resultar significativo en muestras que superan los 100 casos.
- d) Las consideraciones estadísticas y los criterios biológicos de las variables que formarán parte del modelo ya las mencionamos en el apartado anterior, y en cuanto al método de desarrollo de las ecuaciones predictivas también hemos comentado que se trata de

una regresión lineal múltiple, que consta de dos modos básicos de seleccionar las variables que formarán parte de la ecuación(619):

- El modo de selección hacia delante, que consiste en seleccionar las variables que presenten una mejor correlación con la variable dependiente para incluirlas en el modelo, el proceso se inicia con la variable predictora que presenta mayor correlación con la dependiente y, posteriormente, se van añadiendo las variables mejor correlacionadas observando si existen incrementos significativos del coeficiente de correlación lineal múltiple R^2 , hasta obtener el modelo con el máximo valor de R^2 y cuando la adición de variables no resulte en incrementos significativos de R^2 ; este método supone una regresión en bloques en el que se van mostrando bloques sucesivos con aumento del número de variables predictoras y su correspondiente coeficiente de correlación múltiple.
- El modo hacia atrás parte del supuesto inverso al anterior, se incluyen todas las variables predictoras posibles en el modelo y posteriormente vamos eliminando las variables cuya permanencia no supone mejoría en el modelo, según los criterios especificados en nuestro estudio
- Un tercer modo es el llamado regresión paso a paso, que es una modificación del método de selección hacia delante, ya que parte de la inclusión progresiva de variables valorando continuamente la significación del modelo, de tal forma que la inclusión de una variable puede significar la salida de una existente si se reduce la significación de la ecuación que estamos construyendo; el proceso se da por finalizado cuando ninguna variable de las que está en la ecuación cumple las condiciones para salir, y ninguna de las que no está incluida en la ecuación cumple condiciones para entrar.

3.7. Elección del modelo.

Una vez escogidas las variables que serán utilizadas para la confección de la ecuación se construirán todas las ecuaciones posibles y, posteriormente, se seleccionará la que cumpla los mejores criterios de

ajuste desde el punto de vista estadístico, estos criterios se basan en(216):

- Mayor valor del coeficiente de determinación R^2 ajustado, que representa la proporción de la varianza total de la variable dependiente que es explicada por las variables independientes incluidas en el modelo.
- Menor valor del error típico de la estimación.
- Valor del índice C_p de Mallows, que representa un indicador del número adecuado de variables predictoras a incluir en el modelo(616), el cálculo de este índice se basa en el cociente entre la dispersión residual entre cada modelo con p variables y la varianza residual del modelo con todas las variables posibles, teniendo en cuenta el número de casos estudiados, según la fórmula 15:

$$C_p = \frac{SCE_p}{s^2} - [n - 2(p + 1)]$$

Fórmula 15. Índice C_p de Mallows.

Siendo SCE_p suma de cuadrados de los errores con p variables, s^2 varianza en el modelo con todas las variables, n número de casos, p número de variables en cada ecuación.

En general un modelo adecuado presentará un C_p de Mallows muy próximo al número de variables predictoras incluidas en el modelo, para ello se puede hacer un gráfico en el cual el eje de ordenadas representa los valores de C_p y el de abscisas el número de variables para cada ecuación posible, el número adecuado de variables predictoras a incluir en el modelo será el situado próximamente a la intersección de las líneas que representan ambos valores, o bien considerar que si C_p está próximo a $p + 1$, el modelo es adecuado en cuanto al número de variables.

3.8. Validación de las ecuaciones.

Una vez obtenida la ecuación para la variable que deseamos estimar, debemos comprobar su precisión y validez; inicialmente podemos calcular el CV que es la desviación típica medida en unidades de media, es un índice adimensional expresado en porcentaje, muy utilizado en la comparación de métodos de medición clínica y que, al no depender de unidades de medida nos permite comparar métodos y modelos en diferentes estudios(626); realizaremos por lo tanto una comparación entre los CV del modelo matemático y de la técnica de referencia en la muestra de validación.

Un método riguroso para validar la ecuación desarrollada y comprobar su fiabilidad es la validación cruzada que consiste en aplicar dicha ecuación a una muestra diferente a la utilizada para su desarrollo, o bien cuando partimos de una muestra de datos lo suficientemente amplia, podemos seleccionar de forma aleatoria una submuestra previamente al desarrollo de la ecuación para, posteriormente, emplearla como muestra para la validación del modelo(615;616).

La validación del modelo se puede expresar mediante el llamado índice de reducción de la validación cruzada, que consiste en hallar la diferencia entre los cuadrados de los coeficientes de correlación lineal obtenidos entre los valores estimados por la ecuación y los valores realmente medidos de la variable dependiente en ambas muestras, la empleada para el desarrollo de la ecuación y la muestra para validación; se ha establecido que valores de este índice inferiores a 0.10 significarían que la ecuación obtenida es muy fiable, mientras que valores superiores a 0.90 indicarían una muy baja fiabilidad de la ecuación para ser aplicada en individuos que no pertenezcan a la muestra utilizada para su desarrollo.

El error típico o estándar de estimación (EEE), obtenido al desarrollar el modelo de regresión, se emplea como un índice que indica el grado de ajuste de la ecuación y, además, se emplea como valor para

comparar el llamado error puro (EP)(216;616), que se obtiene de la raíz cuadrada de la suma de las diferencias al cuadrado entre el valor de la variable dependiente estimado por la ecuación y el realmente medido, ambos en la muestra de validación, dividido por el número de casos de la muestra de validación (Fórmula 16); lo deseable es que ambos valores sean similares; en caso de que el valor del EP sea notablemente mayor significa que la ecuación obtenida, en una determinada muestra y con un buen ajuste, tiene menor validez externa para ser aplicada en otras muestras; las causas tendremos que buscarlas en las variables empleadas, características de la muestra como edad, sexo, etc.; otra utilidad del EEE consiste en estandarizar su valor respecto a la media de los valores estimados de la variable dependiente, obteniendo el CV que permite comparar el modelo desarrollado con otros modelos de igual o diferente número de variables predictoras.

$$EP = \sqrt{\frac{\sum (\tilde{Y} - Y)^2}{n}}$$

Fórmula 16. Error puro del modelo estimativo.

Siendo: \tilde{Y} valor de la variable dependiente estimado por la ecuación, Y el valor de la variable dependiente realmente observado, n tamaño de la muestra de validación.

Para complementar el análisis de la validación del modelo matemático obtenido se aplica el análisis gráfico desarrollado por Bland y Altman(627), que consiste en representar, mediante un gráfico, las diferencias obtenidas entre dos mediciones realizadas por dos métodos o equipos, frente a su media.

En nuestro caso, como se trata de validar un método, que es la ecuación, el otro sistema de medida tendrá que ser un sistema considerado de referencia, por ejemplo del DEXA; con lo que el procedimiento sería aplicar la ecuación obtenida a la muestra de validación para obtener el valor de la MLG y hallar las diferencias con el

valor obtenido con el DEXA en cada individuo, y, posteriormente, hallar los valores promedio individuales entre el valor obtenido con la ecuación y el obtenido con el DEXA.

Los valores obtenidos se representan en un gráfico de dispersión en el que el eje de abscisas contiene los valores promedio y el eje de ordenadas los valores de las diferencias entre ambos métodos, un ejemplo de la aplicación de este método lo podemos observar en la figura 34, en la que se muestra el análisis gráfico efectuado para analizar la concordancia entre una ecuación desarrollada para estimar la talla corporal en pacientes encamados, a partir de la medida de la amplitud talón-rodilla, y la talla realmente medida.

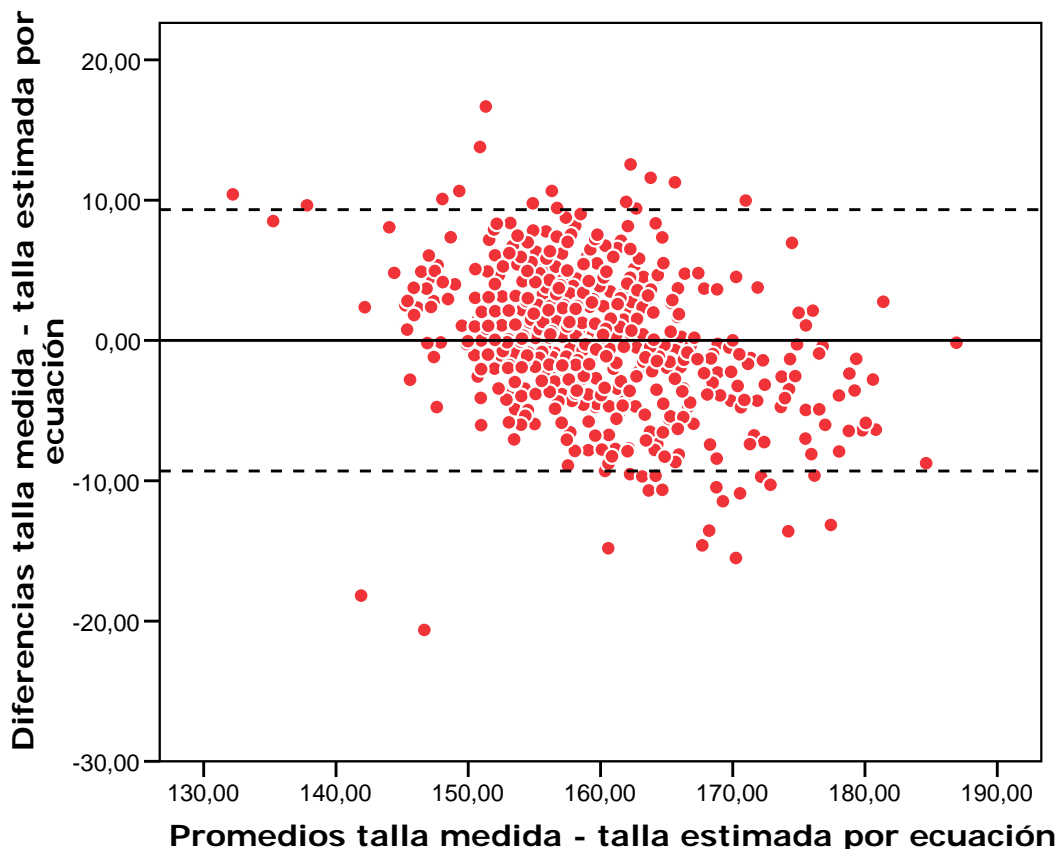


Figura 34. Ejemplo de gráfico según método de Bland-Altman.

El gráfico resultante nos proporciona información acerca de:

1. Concordancia entre las mediciones: la validez de la ecuación será tanto mayor cuanto más valores igual a cero o próximos a cero

- resulten en la diferencia entre ambos métodos (la medición obtenida con la ecuación sería concordante con el método de referencia), lo que se observa por los puntos sobre la línea del valor cero del eje de ordenadas, paralelo al eje de abscisas.
2. En el caso de que no exista buena concordancia, el gráfico nos informará de si existen tendencias, por ejemplo si con la ecuación se obtienen sistemáticamente valores más altos o más bajos que con la técnica de referencia y si existen grupos diferenciados que muestran tendencias de uno u otro signo.
 3. El método desarrollado por Bland y Altman permite, además, representar los límites de concordancia obtenidos mediante el intervalo de confianza para la diferencia entre las mediciones efectuadas por ambos métodos (mostrados por líneas discontinuas en el gráfico), estos valores se comparan con los que se hayan fijado como aceptables al comienzo del análisis de validación y podremos saber si las diferencias obtenidas al aplicar la ecuación son asumibles, o por el contrario la diferencia respecto a la técnica de referencia invalida la aplicación de la ecuación en individuos diferentes a la muestra obtenida para su desarrollo, de forma habitual los límites de concordancia se establecen como ± 2 desviaciones estándar respecto a la media de las diferencias, en este intervalo deben encontrarse el 95% de las diferencias para explorar el grado de acuerdo entre ambos métodos.

El análisis de Bland-Altman, empleado como prueba para validar un modelo matemático, se enmarca dentro de su aplicación a los análisis que comparan métodos de medida con variables cuantitativas, sin embargo, aparte de proporcionar el valor medio de la diferencia de un método respecto a otro y sus respectivos intervalos de confianza, permite el ajuste de una ecuación de regresión lineal simple, en la que la media de las diferencias entre ambos métodos sería la variable dependiente, y el promedio de los métodos sería la variable predictora; de tal forma que, mediante el cálculo de los respectivos intervalos de confianza y la

significación estadística, el término independiente de la ecuación permite detectar la existencia de un error fijo usando la prueba t de Student, y la pendiente de la recta de regresión, expresado como el coeficiente de la variable dependiente, mostraría la existencia de un error proporcional.

Sin embargo, según se ha descrito en revisiones sobre técnicas para comparar métodos de medida, el método de Bland-Altman no sería válido para distinguir ambos tipos de error, fijo y proporcional, ya que aunque el ajuste de una ecuación de regresión lineal al gráfico de dispersión de Bland-Altman puede detectar la existencia de error proporcional entre ambos métodos, la coexistencia de error fijo y proporcional entre los dos métodos podría conducir a conclusiones en las que el error fijo, o bien no se detectaría, o sería detectado cuando en realidad no existe(628).

Debido a lo mencionado en el párrafo anterior, en la comparación de métodos de medida, los autores utilizan un modelo de regresión lineal denominada regresión por mínimos productos ordinarios (MPO) o regresión geométrica media, que, a diferencia de la técnica más ampliamente utilizada de regresión lineal por mínimos cuadrados ordinarios, considera que los dos métodos de medida sometidos a comparación están sujetos a un error aleatorio y, por lo tanto, no es preciso establecer previamente al análisis que método de los representados por las variables x e y proporciona el verdadero valor como técnica de referencia; esta técnica compara los métodos y detecta la existencia de error fijo y proporcional entre ambos mediante los valores de intersección y pendiente de la ecuación de regresión lineal ajustada a los datos y su significación estadística por intervalos de confianza al 95% o al 99%; de tal forma que, si los intervalos de confianza incluyen el 0 y el 1 para los valores de los coeficientes de la intersección y de la pendiente de la ecuación, respectivamente, se considera que no existe error fijo, ni error proporcional, también de forma respectiva, entre ambos métodos (628).

Recientemente otros autores han desarrollado un método gráfico para evaluar la concordancia entre dos métodos de medida(629), complementando el método propuesto por Bland y Altman, que en el caso de la validación de un modelo matemático para estimar la MLG, consistiría en representar en el eje de abscisas las diferencias absolutas entre los valores obtenidos aplicando la ecuación y los obtenidos con la técnica de referencia, y en el eje de ordenadas la proporción de valores en los que las diferencias igualan, al menos, cada una de las diferencias observadas; empleando, obviamente, una muestra de individuos diferente a la utilizada para el desarrollo de la ecuación.

Las ventajas aportadas por este método se objetivan en que puede aportar más información acerca de la posible relevancia clínica de las diferencias entre los métodos de medida, y que permite realizar análisis de validez y fiabilidad aplicando las técnicas estadísticas de análisis de la supervivencia(630).

El coeficiente de correlación intraclase (CCI), proporciona un valor numérico que expresa el grado de concordancia entre dos valores obtenidos por diferentes métodos de medida aplicados a la misma muestra de individuos, en nuestro caso los métodos de medida serían el método considerado de referencia y la ecuación desarrollada(631); la concordancia entre mediciones tiene dos aspectos fundamentales según comparemos un método con otro método considerado de referencia, en este caso hablaremos de conformidad o validez del método que estamos valorando; ó bien hablamos de consistencia cuando comparamos varios métodos, ninguno de los cuales es considerado de referencia, en este caso serían términos sinónimos fiabilidad y reproducibilidad, este último caso también es el de valorar mediciones sucesivas con el mismo método.

La base teórica del CCI se basa en descomponer la variabilidad inherente a toda medida en tres componentes, la variabilidad entre individuos y la variabilidad en el mismo individuo representada por los valores que miden los dos métodos empleados, y la variabilidad residual o

aleatoria, que representa el componente de error que conlleva todo proceso de medición.

El cálculo del CCI se realiza mediante la técnica estadística del análisis de la variancia para medidas repetidas según la fórmula 17, y sus valores pueden oscilar entre 0 y 1; considerándose a efectos prácticos que un CCI inferior a 0,30 expresa que no existe concordancia entre los métodos, y por el contrario un CCI superior a 0,90 reflejaría una excelente concordancia; en el caso de la validación de una ecuación de regresión, al ser comparada con un método de referencia, un CCI menor de 0,30 reflejaría que la ecuación no obtiene resultados válidos al ser aplicada a una muestra independiente.

$$CCI = \frac{kSS_B - SS_T}{(k - 1)SS_T}$$

Fórmula 17. Coeficiente de correlación intraclase

Siendo: k: número de observaciones por sujeto, SS_B : suma de cuadrados entre los sujetos, SS_T : suma de cuadrados totales.

Algunos autores(632) refieren que el CCI no está exento de limitaciones en la valoración del grado de acuerdo entre métodos de medida, una de las cuales depende del rango de variabilidad de la medida entre los sujetos de la muestra, esta limitación, que no supondría un inconveniente en estudios de precisión con medidas repetidas por el mismo método, puede ser más importante cuando se comparan dos métodos de medida diferentes, por lo que los estudios que comparan métodos de medida deben emplear técnicas adicionales al CCI para valorar el grado de concordancia, una de estas técnicas complementarias sería el método de media de las diferencias de Bland y Altman descrito anteriormente, permitiendo individualizar el error sistemático del aleatorio, que el CCI combinaba en una única medida.

En los casos en que no se dispone de una muestra de individuos lo suficientemente amplia, se puede realizar la validación de las ecuaciones

desarrolladas mediante el método de predicción de la suma de cuadrados (PRESS en la literatura anglosajona), que se basa en desarrollar la ecuación de regresión excluyendo un caso, estimar el valor de este caso con la ecuación desarrollada y calcular su residuo (la diferencia del valor real y el estimado), repitiendo estos pasos para todos los casos, posteriormente se calculará el valor de la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los residuales divididos por número total de casos, si el resultado es un valor próximo al error típico de la estimación obtenido al desarrollar el modelo será indicativo de que la ecuación desarrollada es fiable.

La ecuación desarrollada y validada se considera adecuada si presenta errores de predicción (equivalente al valor del EEE obtenido al desarrollar la ecuación) menores de 3,5 Kg. y 2,8 Kg. en hombres y mujeres respectivamente, frente a la técnica de referencia(204), en la tabla 12 podemos ver algunas de las ecuaciones publicadas en la literatura para estimación de MLG y sus respectivos errores de estimación.

Población de estudio	Ecuación	Error de estimación
Adultos sanos (213)	$-4.104 + 0.518 \cdot T^2/R + 0.231 \cdot P + 0.130 \cdot Xc + 4.229 \cdot S$	1.8
Mayores de 16 años sanos (215)	$-12.44 + 0.34 \cdot T^2/R + 0.1534 \cdot T + 0.273 \cdot P - 0.127 \cdot E + 4.56 \cdot S$	2.6
Varones de 12 – 94 años (216)	$-10.68 + 0.65 \cdot T^2/R + 0.26 \cdot P + 0.02 \cdot R$	3.9
Mujeres de 12 – 94 años (216)	$-9.53 + 0.69 \cdot T^2/R + 0.17 \cdot P + 0.02 \cdot R$	2.9
Adultos sanos de 35 – 65 años (224)	$-14.94 + 0.28 \cdot T^2/R + 0.18 \cdot P + 0.23 \cdot T + 0.064 \cdot (P \cdot S) - 0.077 \cdot E$	3.6

Tabla 13. Ecuaciones para estimación de MLG.

Siendo: T talla, R resistencia a 50 kHz., Xc reactancia, P Peso, S Sexo 0=Mujer 1=Varón.

Como conclusión a lo descrito en los párrafos anteriores, se puede deducir que cada técnica estadística empleada en la comparación de métodos de medida tiene sus propias limitaciones, por lo que según el objetivo del estudio, cabe la posibilidad de emplear más de una técnica, especialmente en los casos en que la información resultante pueda ser complementaria.

4. MODELOS MATEMÁTICOS BASADOS EN IMPEDANCIOMETRÍA.

Las fórmulas empleadas en la estimación de los compartimentos corporales tienden a ser específicas para la población sobre la que se han desarrollado, esto es debido a las diferencias interindividuales que afectan a la geometría corporal y a los parámetros que componen las ecuaciones; consecuencia de ello es el elevado número de ecuaciones basadas en BIA que se han publicado en la literatura; para aumentar la precisión de estas ecuaciones respecto a las basadas en el IMC y otros parámetros antropométricos se han introducido otras variables predictivas como peso, talla, sexo y edad; la mayoría de los modelos matemáticos incluyen el IR como variable predictiva principal, al haberse observado que es el mejor estimador del ACT, y, por lo tanto, de la MLG.

Para el presente estudio se realizó una búsqueda de ecuaciones predictivas desarrolladas para BIA, y publicadas en la literatura, a través de las bases de datos Medline, Embase, IBECs, LILACS e IME; no se encontraron modelos matemáticos basados en impedancia para sujetos con sobrepeso de población española.

En las tablas 14 y 15 se exponen algunos de los modelos matemáticos publicados que tienen como parámetro básico la medición de la resistencia corporal por BIA, estos modelos constituyen una muestra de la recopilación de ecuaciones predictivas realizada en otros artículos(193;204) y de las publicadas por los autores correspondientes; se puede observar que se han desarrollado modelos para estimar MLG, porcentaje de MG, ACT y densidad corporal, a partir de los cuales, y basándonos en un modelo bicompartimental se puede deducir el compartimento corporal desconocido.

Es de destacar que, de los modelos expuestos, solo cuatro trabajos (209;294;625;633) desarrollan ecuaciones predictivas específicas para sujetos obesos; en la mayoría de los modelos se incluyen sujetos con sobrepeso y obesidad en una muestra más amplia de sujetos con

normopeso; debido a que varios de los modelos incluyen sujetos con sobrepeso, en este trabajo valoramos los resultados de aplicar estos modelos, tanto los específicos para obesidad y sexo, como los no específicos, a los individuos de nuestra población.

De los modelos matemáticos para estimar MG a partir de BIA podemos distinguir dos tipos:

- Las ecuaciones que tienen como variable dependiente el porcentaje de MG y como variables predictoras incluyen variables antropométricas y de impedancia mediante un modelo lineal, de los que vemos tres ejemplos en la Tabla 15(634;635).
- Las ecuaciones que estiman el porcentaje de MG a partir de la fórmula general: $(\text{Peso} - \text{MLG} / \text{Peso}) * 100$, que incluirían los modelos desarrollados para estimar la MLG, subdividiéndose a su vez en dos subtipos: los que tienen la MLG como variable dependiente y los que estiman ACT y, aplicando las constantes descritas, permiten deducir la MLG (Tabla 15).

Parámetro estimado	Modelo matemático	Técnica de referencia	Autor
MLG	$0,20 \cdot T^2/R + 0,19 \cdot P + 0,1157 \cdot T + 2,68$ $0,19 \cdot P - 0,02 \cdot R + 0,2583 \cdot T + 2,04$	DEXA	Jakicic y cols.(633)
MLG	V: $0,827 \cdot T^2/R + 5,214$ M: $0,821 \cdot T^2/R + 4,917$	HD	Lukaski y cols.(228)
MG	$0,079 \cdot T^2/R + 0,818 \cdot P - 0,231 \cdot T - 0,064 \cdot S \cdot P + 0,077 \cdot E + 14,94$	MC	Heitmann y cols.(618)
MLG	V: $0,244 \cdot T^2/R + 0,270 \cdot P + 0,284 \cdot T - 28,02$ M: $0,411 \cdot T^2/R + 0,141 \cdot P + 0,267 \cdot T - 28,61$	D ₂ O,PCT	Heitmann (A)(224)
MLG	V: $0,0008858 \cdot T^2 - 0,02999 \cdot R + 0,42688 \cdot P - 0,07002 \cdot E + 14,52435$ M: $0,00091186 \cdot T^2 - 0,01466 \cdot R + 0,2999 \cdot P - 0,07012 \cdot E + 9,37938$	HD	Segal y cols.(209)
MLG	$0,34 \cdot T^2/R + 0,1534 \cdot T + 0,273 \cdot P + 4,56 \cdot S + 0,127 \cdot E - 12,44$	HD	Deurenberg y cols.(A)(215)
MLG	$0,518 \cdot T^2/R + 0,231 \cdot P + 4,229 \cdot S - 4,104$		Kyle y cols.(213)
MLG	V: $0,65 \cdot T^2/R + 0,26 \cdot P + 0,02 \cdot R - 10,68$ M: $0,69 \cdot T^2/R + 0,17 \cdot P + 0,02 \cdot R - 9,53$	4C	Sun y cols.(216)

Tabla14. Ecuaciones de composición corporal basadas en BIA. (Continúa en la siguiente página).

Parámetro estimado	Modelo matemático	Técnica de referencia	Autor
MLG	$M : 0,52 * T^2/R + 0,23 * P - 2,49$	DEXA,PCT	Hendel y cols.(625)
ACT^a	$0,5561 * T^2/R + 0,0955 * P + 1,726$	D ₂ O	Kushner y cols.(236)
ACT^a	$0,59 * T^2/R + 0,065 * P + 0,04$	D ₂ O	Kushner y cols.(292)
ACT^a	$0,069 * T * C^2 / 4 \pi R + 19,671$	D ₂ O	De Lorenzo y cols.(636)

Tabla 14. Ecuaciones de composición corporal basadas en BIA.

(Continúa de la anterior. Definiciones al final de la tabla 15).

Parámetro estimado	Modelo matemático	Técnica de referencia	Autor
DC ^b	V: $0,0841 \cdot P \cdot R / T^2 + 1,1554$ M: $0,0556 \cdot P \cdot R / T^2 + 1,1113$	HD	Segal y cols.(208)
MLG	$0,00085 \cdot T^2 + 0,3736 \cdot P - 0,02375 \cdot R - 0,1531 \cdot E - 4,291 \cdot S + 17,7868$	HD	Van Loan y cols.(637)
MLG	V: $0,698 \cdot T^2 / R + 12,9$ M: $0,698 \cdot T^2 / R + 9,4$	HD	Deurenberg y cols.(298)
MLG	$0.258 \cdot T^2 / R + 0.375 \cdot P + 6.3 \cdot S + 10.50 \cdot T - 0.164 \cdot E - 6.5$	HD	Deurenberg y cols.(B)(638)
MLG	V: $0,00139 \cdot T^2 - 0,0801 \cdot R + 0,187 \cdot P + 39,830$ M-NO: $0,0015 \cdot T^2 - 0,0344 \cdot R + 0,14 \cdot P - 0,158 \cdot E + 20,387$ M-O: $0,000985 \cdot T^2 - 0,0387 \cdot R + 0,158 \cdot P - 0,124 \cdot E + 29,612$	HD	Gray y cols.(294)
MLG	M: $0,475 \cdot T^2 / R + 0,295 \cdot P + 5,49$ V: $0,485 \cdot T^2 / R + 0,338 \cdot P + 5,32$	HD	Lohman y cols.(204)
MLG	$0,398 \cdot T^2 / R + 0,307 \cdot P + 0,095 \cdot (T - 100) + 0,741$	HD	Hodgdon y cols.(634)
MLG	V: $0.262 \cdot P + 0.652 \cdot T^2 / R + 0.015 \cdot R - 10.678$ M: $0.168 \cdot P + 0.696 \cdot T^2 / R + 0.016 \cdot R - 9.529$	4C	Guo y cols.(16)

Tabla 15. Ecuaciones de composición corporal basadas en BIA. (Continúa en la siguiente página).

Parámetro estimado	Modelo matemático	Técnica de referencia	Autor
MLG	V : $0.384 \cdot T^2/R - 0.073 \cdot E + 0.326 \cdot P + 14.27$ M : $0.460 \cdot T^2/R - 0.027 \cdot E + 0.059 \cdot P + 0.161 \cdot T - 8.35$	DEXA	Wang y cols.(639)
MLG	$0.652 \cdot T^2/R + 3.8 \cdot S + 10.9$	HD	Deurenberg y cols.(C)(301)
MLG	V: $0,279 \cdot T^2/R + 0.245 \cdot P + 0,231 \cdot T - 0.077 \cdot E - 14,94$ M: $0,279 \cdot T^2/R + 0.181 \cdot P + 0,231 \cdot T - 0.077 \cdot E - 14,94$	4C	Heitmann (B)(618)
MLG	V: $0,50 \cdot (T^{1,48}/Z^{0,55} \cdot 1/1,21) + 0,42 \cdot P + 0,49$ M: $0,88 \cdot (T^{1,97}/Z^{0,49} \cdot 1/22,22) + 0,081 \cdot P + 0,07$	DEXA	Kotler y cols.(191)
%MG	$[(41,52 \cdot Z \cdot P)/T^2] - 30,027$	HD	Khaled y cols.(635)
%MG	V: $(0,574 \cdot P) + (2598,3149 \cdot R/T^2) + (0,2235 \cdot E) - 70,6476$ M: $(0,7244 \cdot P) + (1321,2384 \cdot R/T^2) - 46,6149$	HD	Hodgdon y cols.(634)

Tabla 15. Ecuaciones de composición corporal basadas en BIA.

(Continúa de la anterior).

Siendo (Tablas 14 y 15): MLG Masa Libre de Grasa, MG Masa Grasa, ACT Agua Corporal Total, DC Densidad Corporal, T Talla cm, R Resistencia en ohmios, P Peso en Kg, Edad en años, S Sexo 0=mujer 1=varón, DEXA Densitometría por absorción de rayos X, HD Hidrodensitometría, D₂O Hidrometría por óxido de deuterio, 4C Modelo de 4 compartimentos, MC Modelo multicompartmental, %MG Porcentaje de MG, Z Impedancia en ohmios.

V Varones, M: Mujeres, NO no obesos, O obesos.

- La MLG se obtiene mediante $ACT \cdot 1,37$; asumiendo una hidratación constante. La fórmula de De Lorenzo y cols. emplea la R a 100 kHz. C: Circunferencia de cadera.
- A partir de la DC se obtiene el porcentaje de MG por la fórmula de Brozek y cols.(130)

II. OBJETIVOS

Objetivos

- Desarrollar modelos matemáticos para estimar MLG y MG por BIA en pacientes con sobrepeso y obesidad en población española.
- Valorar la aplicabilidad de ecuaciones predictivas, específicas y no específicas basadas en BIA para estimar MLG y publicadas en la literatura, a sujetos de nuestra población.
- Comparar los valores de MLG y MG suministrados por TANITA con los obtenidos mediante la aplicación del modelo matemático específicamente desarrollado en este trabajo.

III. PACIENTES Y MÉTODOS

1. Muestra de pacientes.

El estudio se realizó sobre una muestra global de 400 pacientes de población española y raza blanca con sobrepeso y obesidad (Figura 35), dividida en dos muestras, una de 288 pacientes para el desarrollo de los modelos estimativos, y una segunda muestra de 112 pacientes para la validación de los modelos, todos los pacientes proceden de la consulta externa del Servicio de Endocrinología y Nutrición del Hospital Naval de Ferrol (La Coruña); para la clasificación de pacientes como portadores de sobrepeso u obesidad se siguieron los criterios de la SEEDO 2007(398): sobrepeso pacientes con IMC comprendido entre 27-29.9 Kg/m², obesidad IMC \geq 30 Kg/m².

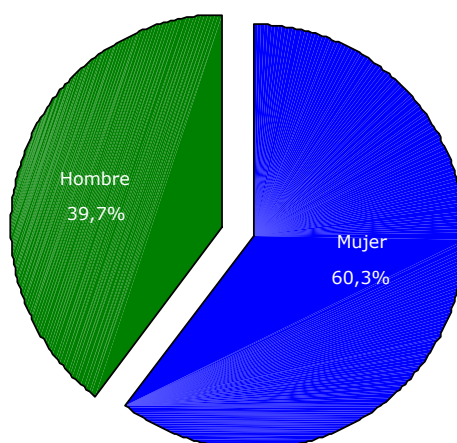


Figura 35. Distribución por sexos en la muestra global.

A los integrantes de la muestra de desarrollo y de validación se les realizó estudio antropométrico, análisis por impedancia bioeléctrica y análisis de CC mediante DEXA.

Debido a problemas técnicos en la recogida de datos, las muestras para desarrollo y validación de las ecuaciones no constan del mismo número de sujetos para ambos métodos de BIA, aunque el mayor porcentaje de sujetos fueron sometidos a análisis por ambos equipos de BIA.

2. Antropometría.

Se efectuó medición de talla, empleando un estadiómetro Holtain[®] (Holtain Ltd., UK), peso determinado mediante báscula SECA[®] (Medical

Resources, EOI Inc., Ohio, USA) aproximado hasta 100 gr., medición de pliegues bicipital, tricipital, suprailíaco y subescapular con un lipocalibre Holtain® (Holtain Ltd., UK) graduado cada 0,2 mm. Y presión de 10 g/mm² y las circunferencias corporales braquial, cintura y cadera con cinta métrica inextensible, todas las mediciones se efectuaron según las técnicas descritas anteriormente.

3. Análisis por impedancia bioeléctrica.

El análisis por BIA se realizó mediante dos dispositivos: TANITA TBF 305® que determina la impedancia segmentaria del arco inferior y BIOSCAN® tetrapolar a 50 kHz. para medir la impedancia corporal total (Biológica Tecnología Médica, Barcelona, España).

El análisis efectuado con BIOSCAN, consistió en determinar la impedancia a 50 kHz y 0,8 mA., mediante cuatro electrodos de gel colocados en muñeca y tobillo derechos con el paciente en decúbito supino según técnica estándar; a continuación se realizó el análisis con TANITA TBF 305 en el que el paciente se coloca en bipedestación sobre los correspondientes electrodos en forma de placas, según describimos anteriormente (Figuras 36 y 37).



Figura 36. Determinación de impedancia por BIOSCAN.



Figura 37. Determinación de impedancia por TANITA.

Todas las determinaciones antropométricas, medición de impedancia por ambos métodos y análisis de la composición corporal por DEXA para cada paciente se realizaron secuencialmente en el mismo momento de la consulta en el centro hospitalario en una dependencia destinada a tal efecto, a la temperatura ambiente establecida, con el paciente en reposo sin haber realizado actividad física previamente y tras vaciado vesical.

Para nuestro estudio y para comparar las diferentes ecuaciones publicadas en la literatura, asumimos que el valor de la impedancia es igual al de la resistencia, ya que a 50 kHz el mayor componente de la impedancia corresponde a la resistencia corporal, siendo muy bajo el componente debido a la reactancia.

4. Análisis de composición corporal por DEXA.

El análisis por DEXA se empleó un densitómetro de doble energía de rayos X modelo LUNAR[®] DPX-L (Lunar Corporation, 313 W. Betline HWY, Madison WI 53713, USA), en modo de análisis medio, con el que se determinó MG, masa ósea, y MLG no ósea; realizando las estimaciones de estos compartimentos corporales mediante el software de análisis de

cuerpo entero proporcionado por el fabricante, en su versión 4.6f (Figura 38).



Figura 38. Equipo DEXA para análisis de composición corporal.

5. Métodos estadísticos.

Para el desarrollo estadístico del modelo se utilizó el método multivariable de regresión lineal múltiple y se crearon las siguientes variables:

- Índice de resistencia (IR), o índice de impedancia, en cm^2/Ω con TANITA y BIOSCAN, consistente en dividir la estatura en cm. elevada al cuadrado entre el valor de la impedancia.
- Masa libre de grasa (MLG) como variable dependiente por método de referencia, la obtuvimos restando al peso corporal por antropometría el valor de la MG estimado por DEXA.
- Porcentaje de masa grasa se calculó como $(\text{MG por DEXA} / \text{peso corporal}) * 100$ para, y no se utilizó el porcentaje estimado por el equipo DEXA, como se comentará posteriormente.
- El sexo se codificó como variable dicotómica asignando el valor 0 al sexo femenino y el valor 1 al masculino.

Para analizar si existían diferencias significativas entre las variables de composición corporal estimadas por BIA y DXA empleamos la prueba t de Student y el método ANOVA para un factor; el análisis del ajuste a la normalidad de las variables se efectuó por métodos gráficos y con la prueba de Kolmogorov-Smirnov.

Durante el desarrollo de los modelos se evaluó la existencia de multicolinealidad entre variables mediante el factor de inflación de la varianza, la existencia de homocedasticidad, linealidad y normalidad se valoró mediante los gráficos de distribución de los residuales.

Los modelos de regresión obtenidos se evaluaron por el método de validación cruzada, aplicando dichos modelos a una muestra independiente de la empleada para el desarrollo de los modelos; empleamos los métodos del índice de reducción de validación cruzada, el método de Bland y Altman, y el cálculo de los EP.

En los análisis de Bland y Altman la media de las diferencias entre las ecuaciones desarrolladas y el DEXA se representa mediante una línea continua paralela al eje de abscisas, y los límites de concordancia se representan con otras dos líneas de trazo discontinuo paralelas a la línea de la media, colocadas por encima y por debajo, que indican, respectivamente, los valores de la media + 2 DE y media - 2 DE; como se comentó anteriormente, entre estos intervalos debe situarse el 95% de las diferencias entre el modelo evaluado y el método de referencia para indicar un grado de acuerdo adecuado del modelo desarrollado, se escoge la cifra 2, en lugar de 1,96, como multiplicador de la DE ya que se considera adecuada a efectos prácticos sin necesidad de cumplir rigurosamente los criterios de normalidad(632).

Para complementar la valoración del grado de acuerdo de los modelos desarrollados con la técnica de referencia se calcularon los CCI en la modalidad de efectos fijos y sus intervalos de confianza al 95%.

Todos los análisis estadísticos se realizaron con el paquete SPSS® (SPSS Inc.) versión 10.0.6 para Windows®, en todos los métodos estadísticos se consideró significativo un valor de $p < 0.05$.

6. Desarrollo de ecuaciones predictivas para estimación de MLG.

Para el desarrollo del modelo empleamos el método multivariable de regresión lineal paso a paso, la selección de variables a incluir en el modelo se realizó teniendo en cuenta los análisis de correlación lineal y su relación biológica con la variable dependiente, valorando las ecuaciones previamente publicadas en la literatura. El tamaño de la muestra de desarrollo permite detectar coeficientes de correlación $r = 0,20$, con una seguridad del 99%, poder estadístico del 90%, en contrastes bilaterales, asumiendo un 20% de pérdidas. Se desarrolló una ecuación predictiva para cada uno de los métodos de impedancia, TANITA y BIOSCAN.

En las ecuaciones preliminares se usó la MLG como variable dependiente y la edad, sexo, peso, IR e impedancia por ambos métodos como variables predictivas; posteriormente, en el análisis de los modelos de regresión obtenidos, se detectó la presencia de colinealidad elevada entre las variables IR e impedancia, optándose por suprimir de ambos modelos la variable impedancia, al considerar que, en el aspecto biofísico, el IR reúne más condiciones que la impedancia de forma aislada para estimar el compartimento libre de grasa, siendo ampliamente utilizado en las ecuaciones publicadas; además el IR presenta una correlación estadística más elevada con la variable dependiente que el valor de la impedancia.

Las variables predictivas que presentaron correlaciones significativas con la MLG se introdujeron de forma progresiva verificando su aportación en la construcción de los modelos matemáticos, y se verificó la significación de los coeficientes de las variables predictivas, hasta que todas las variables seleccionadas quedaron incluidas en las ecuaciones finales.

IV. RESULTADOS

1. Análisis descriptivo de las variables.

1.1. Muestra global de pacientes.

En la tabla 16 se muestran los datos de las variables medidas en la muestra global de sujetos.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
EDAD	18	75	38,55	15,45
PESO	59	128	88,96	14,16
TALLA	141	189	164,91	9,47
IMC	27,01	52,63	32,7057	4,0554
TANITA	311	634	482,37	67,27
BIOSCAN	294	712	497,74	79,44
MODXA	1,74	4,56	2,9663	,5345
MGDXA	16,27	66,66	35,9886	7,7605
POMGDXA	23,5	58,8	42,752	7,886
MMDXA	18,99	72,44	46,7987	10,4768

Tabla 16. Características físicas de la muestra global de pacientes.

Edad en años, Talla en cm., Peso en Kg., IMC en Kg/m², TANITA y BIOSCAN impedancia en ohmios, MGDXA, MMDXA y MODXA: Masa grasa, Masa libre de grasa no ósea y Masa ósea por DEXA en Kg., POMGDXA Porcentaje de masa grasa por DEXA.

Las figuras 39 a 48 representan la distribución de las variables por sexo en la muestra global, se encontraron diferencias significativas entre ambos sexos para las variables medidas; los varones presentaron valores medios más elevados en talla, peso, MLG no ósea por DEXA y masa ósea; por el contrario las mujeres presentan valores medios más elevados en MG por DEXA y porcentaje de MG por DEXA, y en impedancia por TANITA y BIOSCAN de acuerdo al mayor contenido de MG en el sexo femenino; respecto al IMC no se observaron diferencias significativas entre ambos sexos.

Resultados

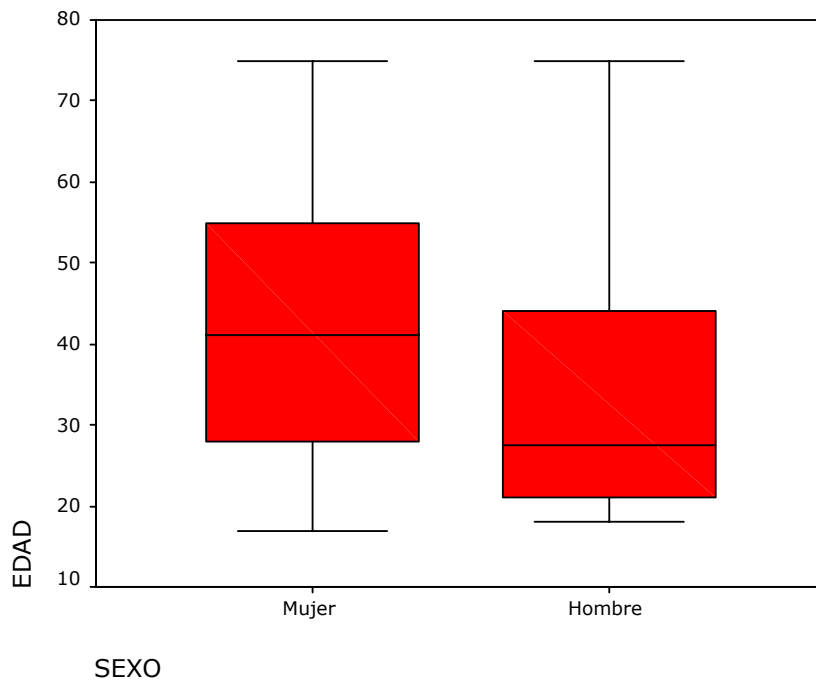


Figura 39. Distribución de la edad según sexo.

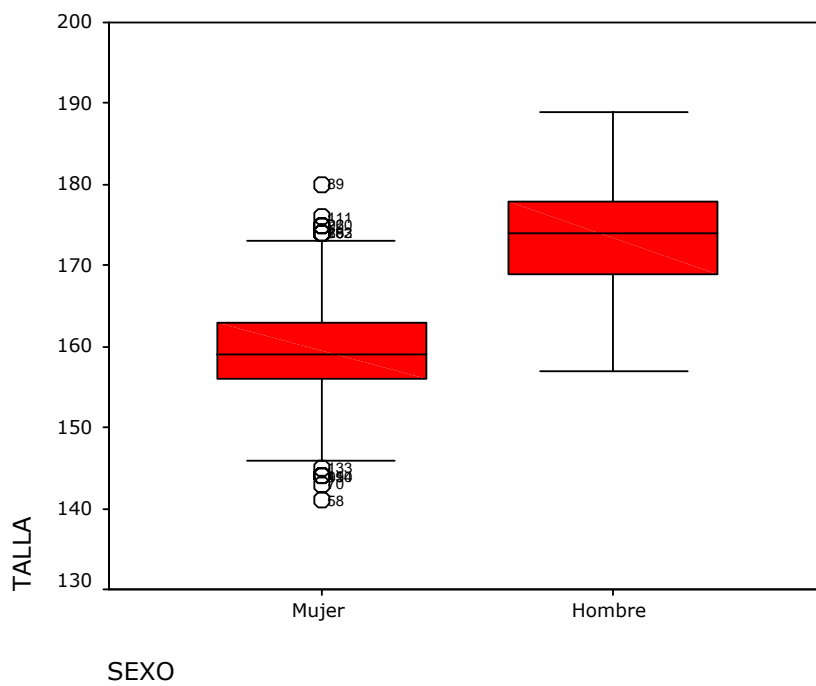


Figura 40. Distribución de la talla según sexo.

Análisis descriptivo de las variables

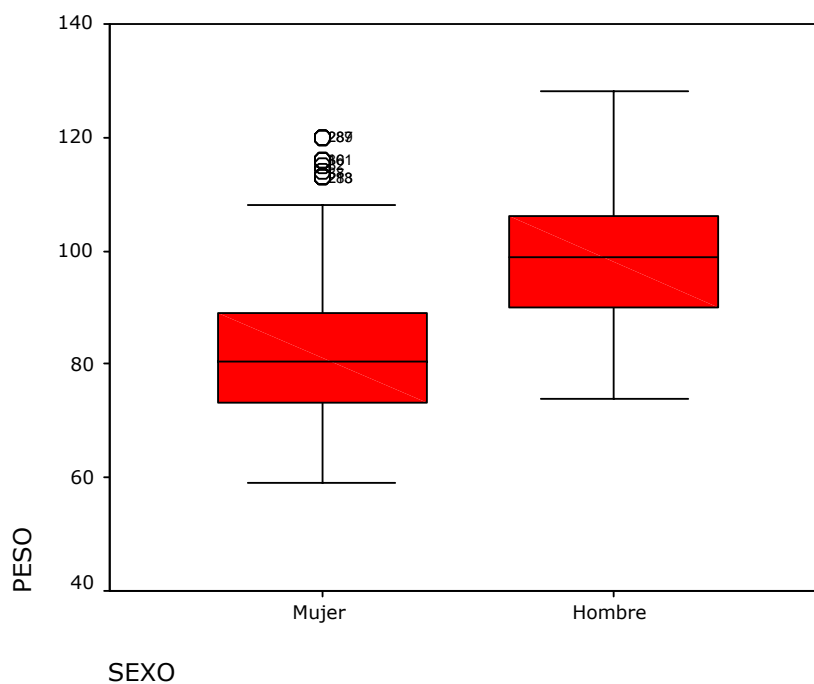


Figura 41. Distribución del peso según sexo.

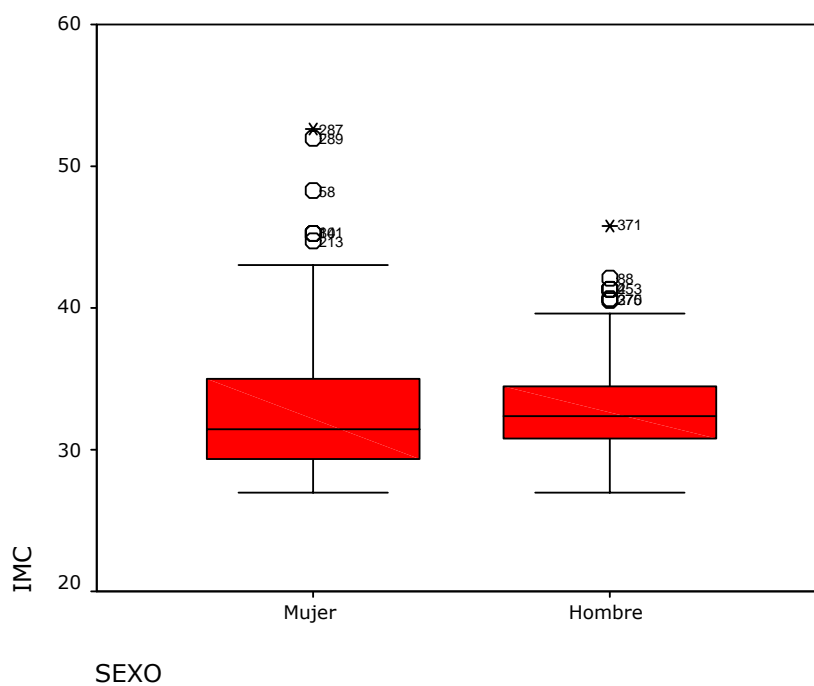


Figura 42. Distribución del IMC según sexo.

Resultados

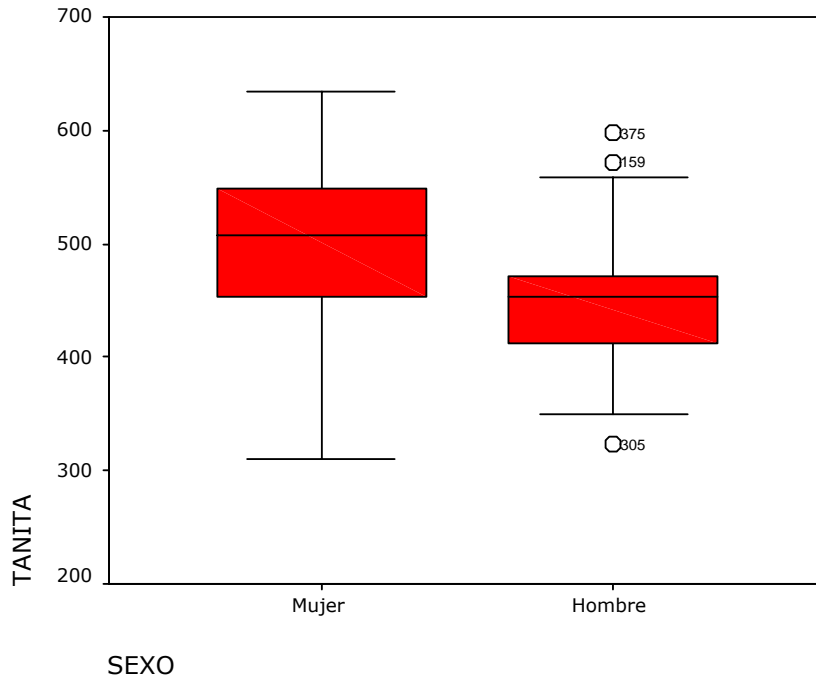


Figura 43. Distribución de la impedancia por TANITA según sexo.

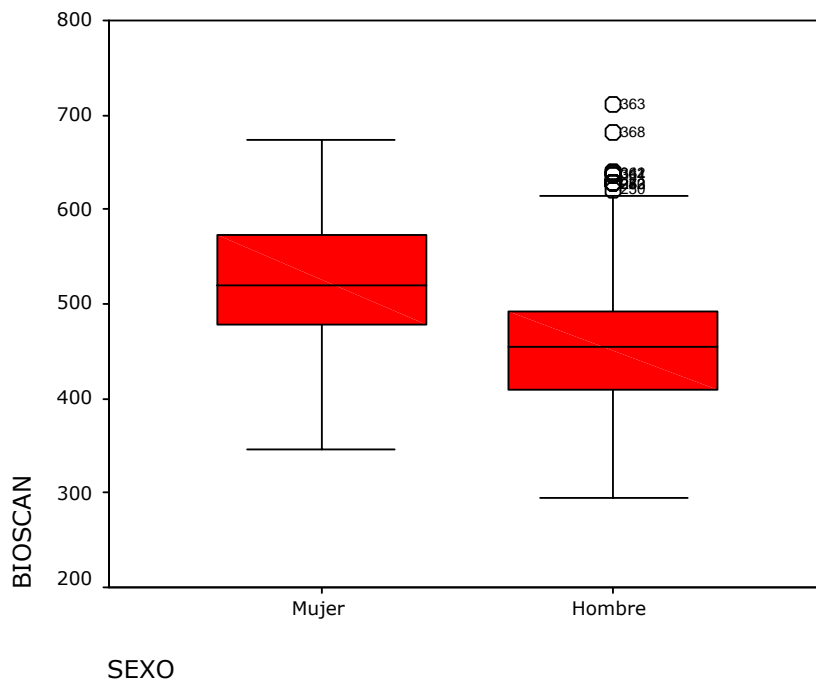


Figura 44. Distribución de la impedancia por BIOSCAN según sexo.

Análisis descriptivo de las variables

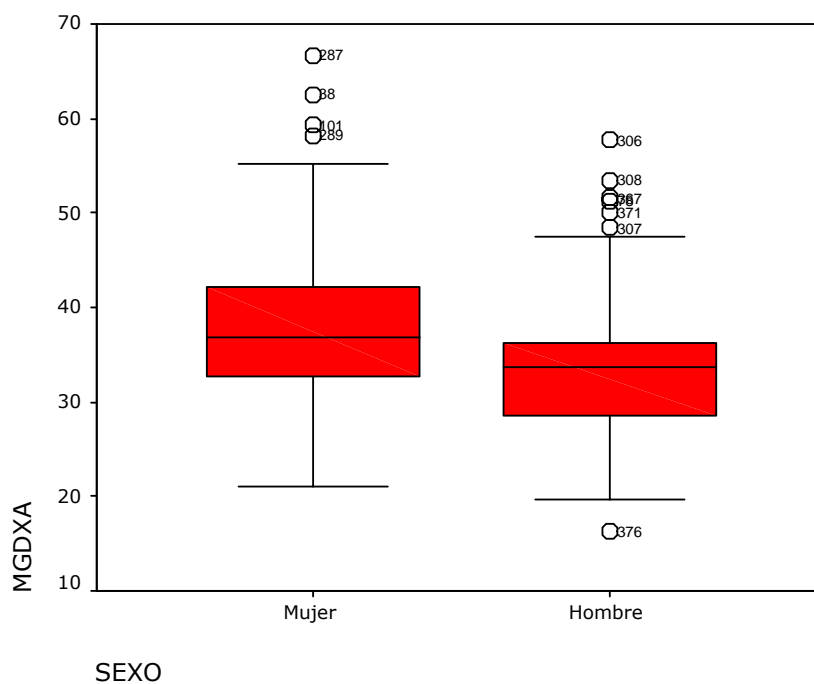


Figura 45. Distribución de la MG por DEXA según sexo.

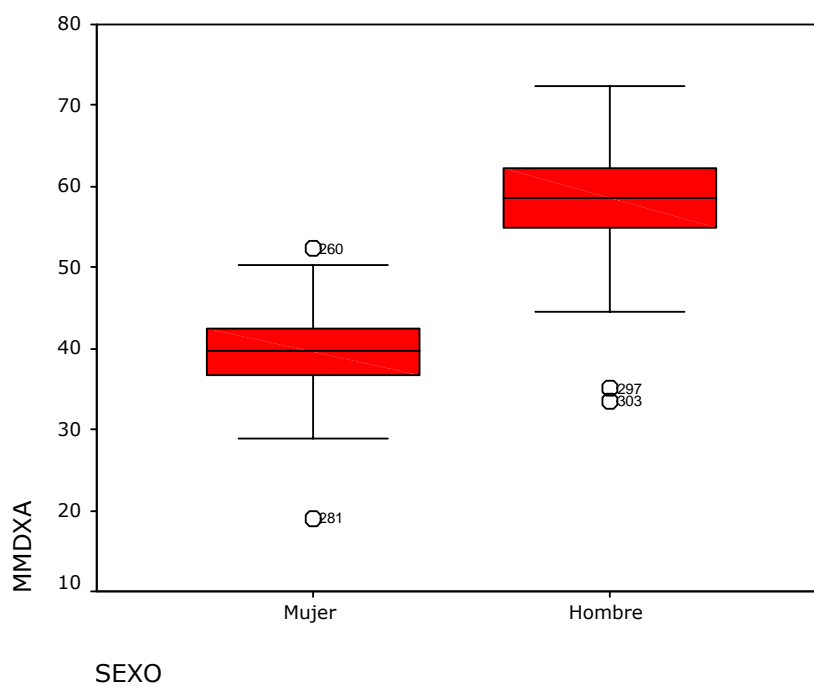


Figura 46. Distribución de la MLG no ósea por DEXA según sexo.

Resultados

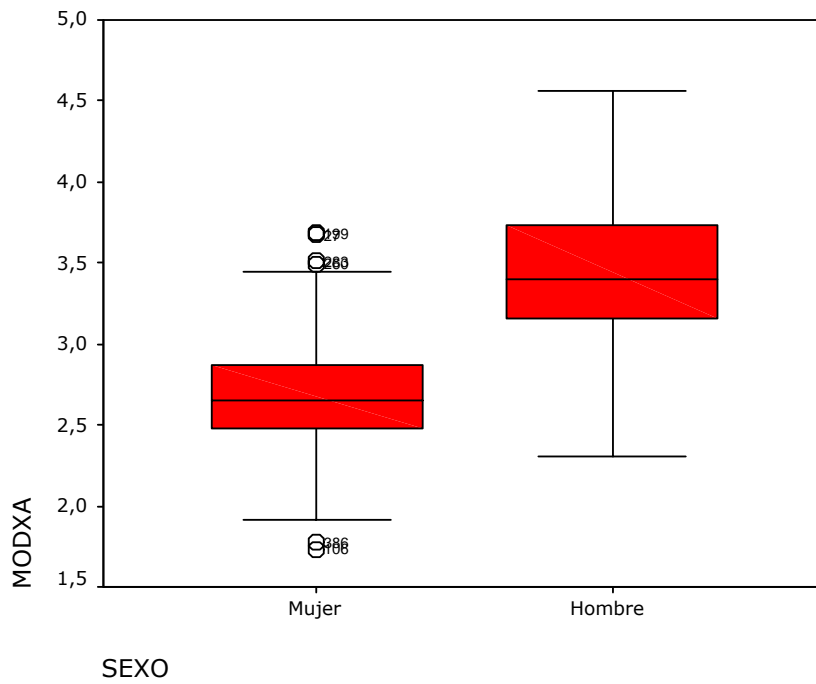


Figura 47. Distribución de la masa ósea por DEXA según sexo.

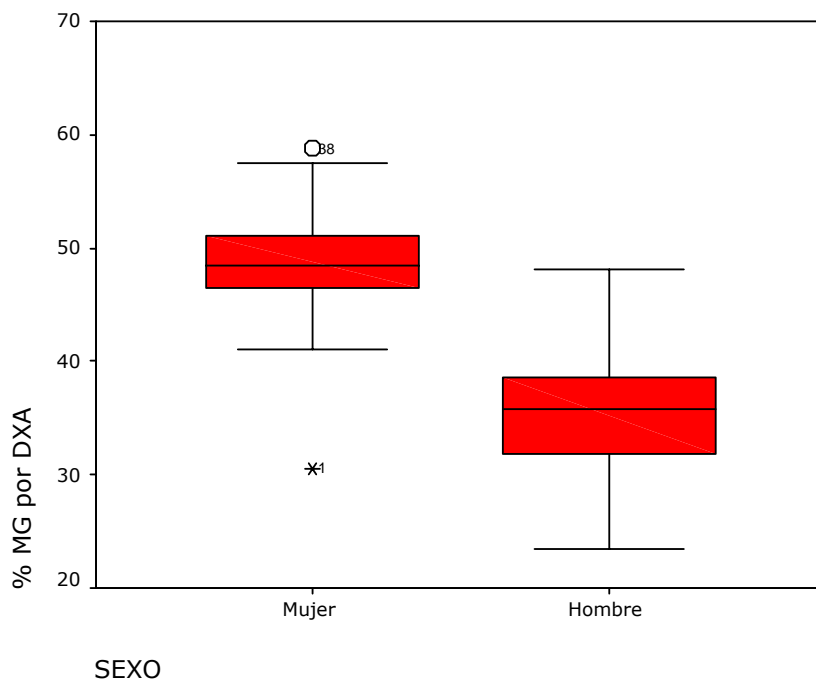


Figura 48. Distribución del porcentaje de MG por DEXA según sexo.

En la figura 49 Se representa la distribución de pacientes clasificados según los criterios de IMC referidos en el Consenso SEEDO 2007, el nivel 0 corresponde al sobrepeso grado II(398).

Análisis descriptivo de las variables

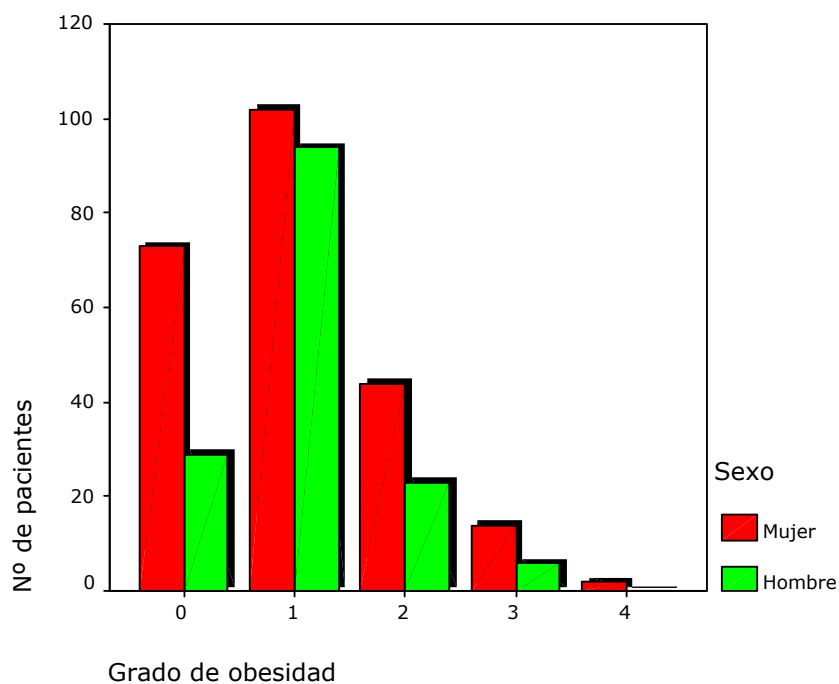


Figura 49. Distribución de la muestra global de pacientes según nivel de obesidad y sexo.

Las mujeres presentaron valores de MG, tanto en valor absoluto como en porcentaje, más elevados que los pacientes de sexo masculino, en todos los grupos de obesidad, existiendo diferencias significativas entre ambos sexos (Figuras 50 y 51).

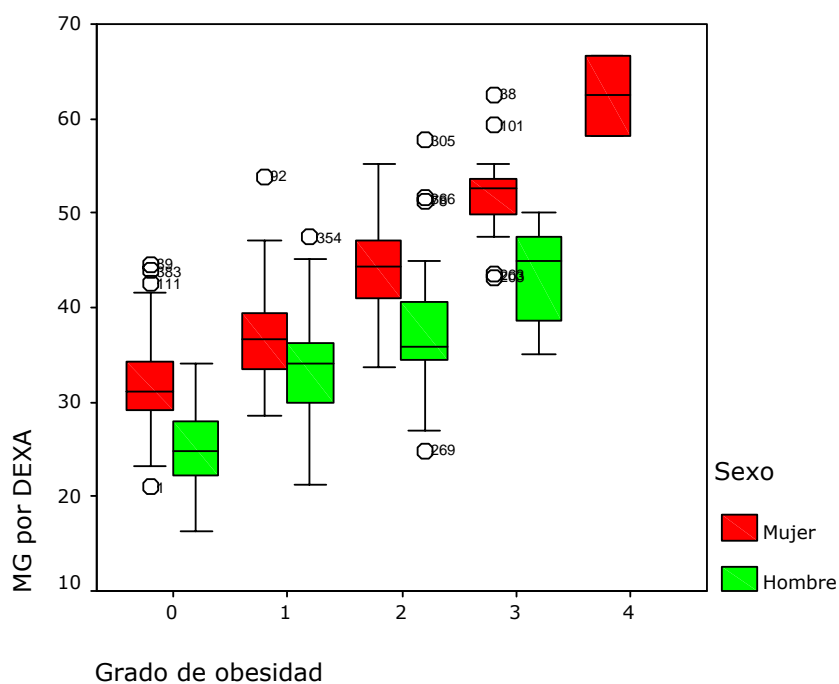


Figura 50. Valores de MG según nivel de obesidad y sexo.

Resultados

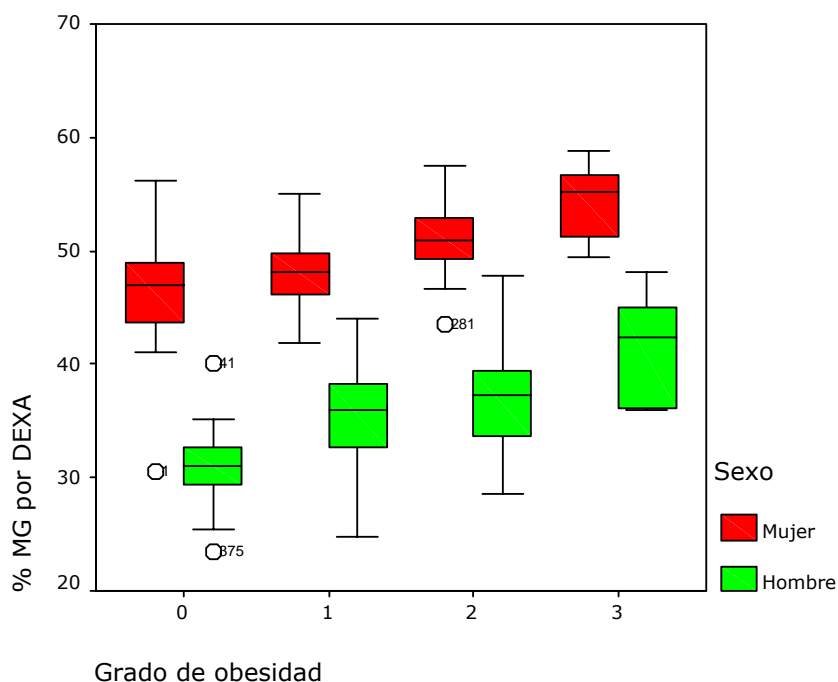


Figura 51. Porcentaje de MG según nivel de obesidad y sexo.

En la figura 51 se observa que existen casos entre el sexo masculino que cumpliendo el criterio de sobrepeso y obesidad según el valor del IMC, y teniendo valores superiores al punto de corte de 25% de MG(485;510), presentan amplios rangos de variación del porcentaje de MG estimado por DEXA en las categorías de sobrepeso y grados I y II de obesidad, en algunos casos se acercan al valor límite para ser considerados obesos según el criterio del porcentaje de MG, esto se hace evidente en los grados I y II de obesidad; existe menor rango de variación en los casos de obesidad grado III; todos los pacientes de sexo femenino superan el punto de corte de 35% de MG considerado como obesidad, observándose menor discordancia entre grado de obesidad por IMC y porcentaje de MG que en el caso de los varones.

Debido a que en la muestra global existen numerosos casos en los que no se dispuso del valor del porcentaje de MG estimado por DEXA, este se calculó mediante la fórmula citada anteriormente: $(\text{MG por DEXA} / \text{Peso antropométrico}) * 100$, si procedemos como en el caso de la figura 51 observamos que la variabilidad es más elevada que en el caso anterior,

existiendo algunos casos que no cumplirían el criterio de obesidad según el valor del porcentaje de MG (Figura 52).

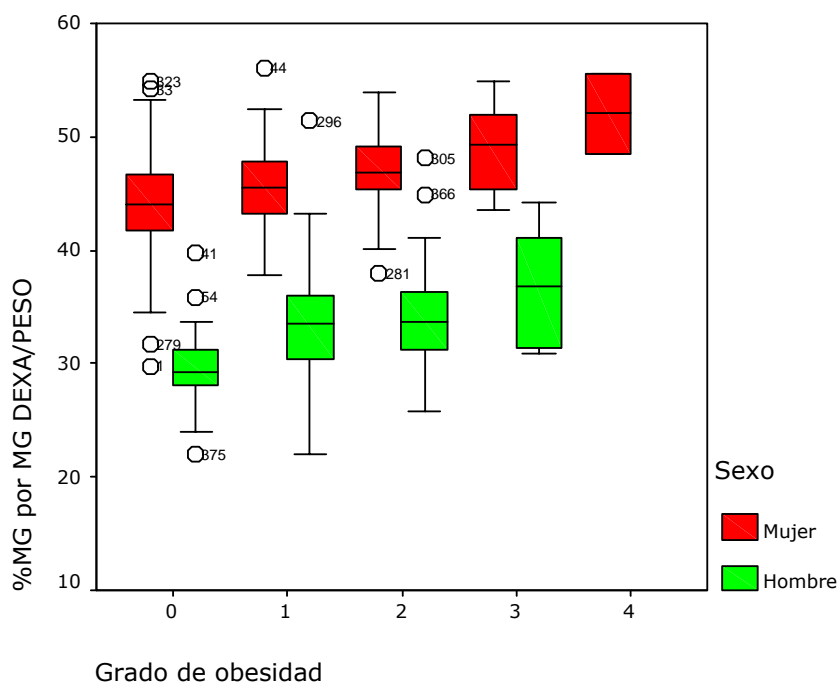


Figura 52. Porcentaje de MG por peso antropométrico y MG por DEXA, según nivel de obesidad y sexo.

Los varones presentan valores de masa ósea y masa libre de grasa no ósea significativamente más elevados que las mujeres en todos los grupos de obesidad (Figuras 53 y 54).

Resultados

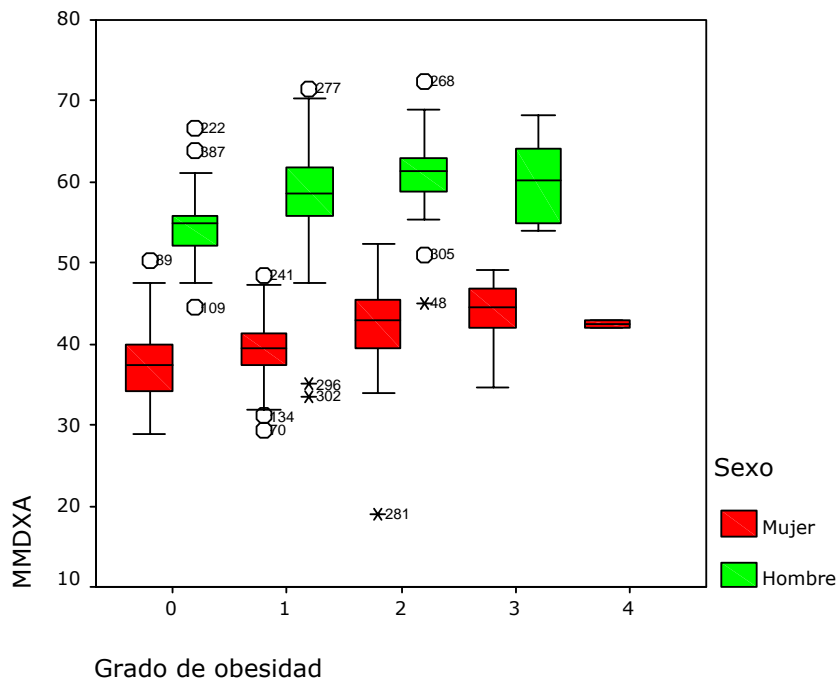


Figura 53. Valores de MLG no ósea según nivel de obesidad y sexo.

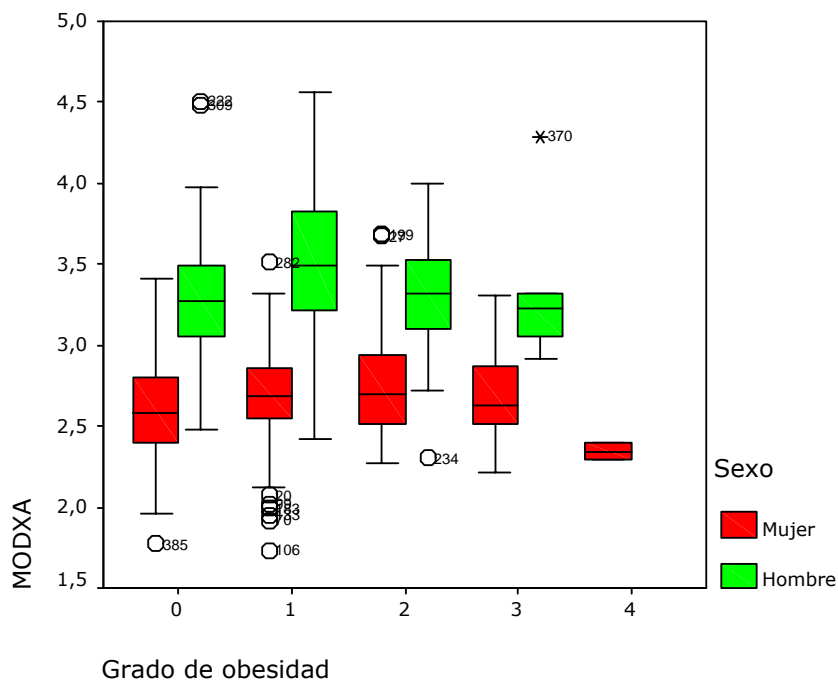


Figura 54. Valores de masa ósea según nivel de obesidad y sexo.

1.2. Diferencias entre ambos equipos de BIA.

La impedancia medida con BIOSCAN mostró un valor medio de 497,74 Ω , superior al valor medido por TANITA de 482,16 Ω , existiendo diferencias significativas entre ambos métodos (Figura 55), diferencia que se justificaría debido a las diferentes bases en que se asientan ambos

tipos de BIA, siendo el BIOSCAN una técnica de impedancia de cuerpo entero, mientras que el TANITA registra la impedancia del arco inferior.

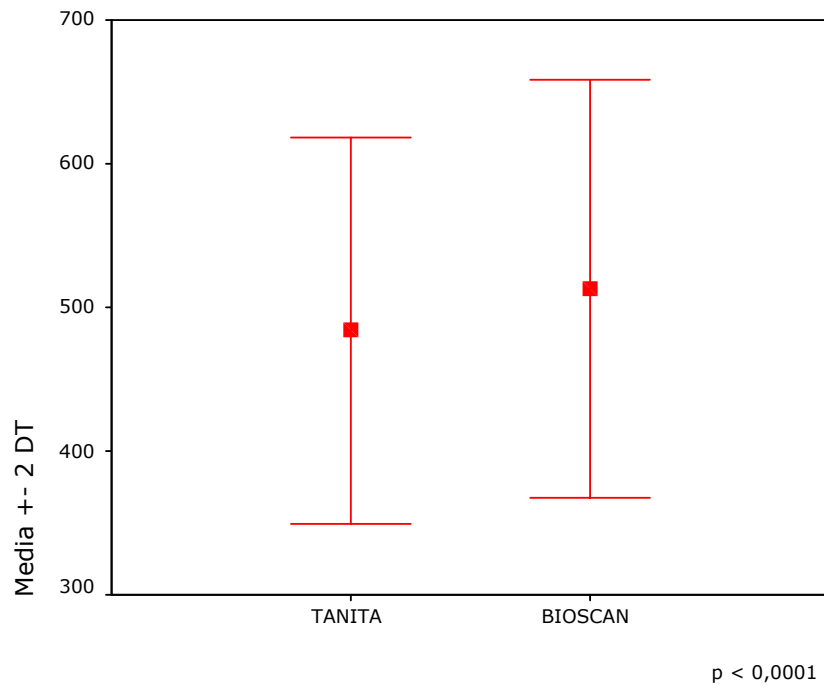


Figura 55. Distribución de valores de impedancia por ambos equipos de BIA.

2. Desarrollo de los modelos estimativos para MLG.

2.1. Muestra de pacientes para el desarrollo de los modelos.

La muestra para desarrollo del modelo consta de 288 sujetos, 201 mujeres (69,8%) y 87 hombres (30,2%), según se representa en la figura 56.

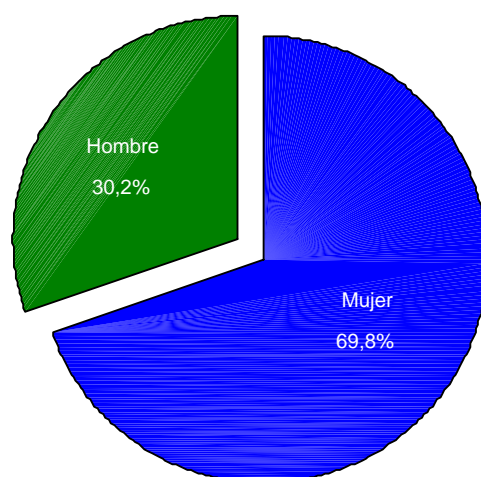


Figura 56. Distribución de los pacientes por sexos en la muestra de desarrollo.

En la tabla 17 se relacionan las variables medidas en la muestra utilizada para construir el modelo de regresión con los valores medios y sus respectivas desviaciones típicas.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
EDAD	18	75	40,96	14,79
PESO	59	128	88,19	13,72
TALLA	141	189	163,34	9,06
IMC	27,01	48,29	32,9747	3,8259
TANITA	337	634	481,24	64,00
BIOSCAN	337	673	509,98	70,35
MODXA	1,74	4,51	2,8831	,4640
MGDXA	20,00	62,57	36,5130	7,4233
POMGDXA	28,5	58,8	45,009	7,521
MMDXA	28,88	72,44	45,5150	10,0176

Tabla 17. Características físicas de los pacientes en la muestra para desarrollo de los modelos.

Edad en años, Talla en cm., Peso en Kg., IMC en Kg/m², TANITA y BIOSCAN impedancia en ohmios, MGDXA, MMDXA y MODXA: Masa grasa, Masa libre de grasa no ósea y Masa ósea por DEXA en Kg., POMGDXA Porcentaje de masa grasa por DEXA.

2.2. Desarrollo de la ecuación de regresión para TANITA.

En las tablas 18 a 21 se observan las correlaciones entre las variables predictivas y la variable dependiente MLG, porcentaje de la varianza de MLG explicada por la ecuación y coeficientes obtenidos para las variables predictoras.

		MLG	EDAD	SEXO	PESO	IR_TAN	TALLA
Correlación de Pearson	MLG	1,000	-,118	,849	,845	,834	,809
	EDAD	-,118	1,000	-,186	-,054	-,105	-,372
	SEXO	,849	-,186	1,000	,566	,664	,723
	PESO	,845	-,054	,566	1,000	,795	,691
	IR_TAN	,834	-,105	,664	,795	1,000	,734
	TALLA	,809	-,372	,723	,691	,734	1,000
	TANITA	-,506	-,150	-,339	-,554	-,808	-,217
Sig. (unilateral)	MLG	,	,034	,000	,000	,000	,000
	EDAD	,034	,	,002	,204	,052	,000
	SEXO	,000	,002	,	,000	,000	,000
	PESO	,000	,204	,000	,	,000	,000
	IR_TAN	,000	,052	,000	,000	,	,000
	TALLA	,000	,000	,000	,000	,000	,
	TANITA	,000	,010	,000	,000	,000	,000

Tabla 18. Correlaciones entre variables para la ecuación de TANITA.

La correlación de MLG e impedancia por TANITA fue de -0,506 ($p < 0,0001$), y para MLG e IR de 0,834 ($p < 0,0001$) por lo que se escogió el IR como primera variable predictiva para entrar en el modelo.

Modelo	R	R cuadrado	R cuadrado corregida	Error típ. de la estimación
1	,963 ^a	,928	,926	3,2960

a. Variables predictoras: (Constante), TALLA, EDAD, PESO, SEXO, IR_TAN

Tabla 19. Coeficientes de regresión para las variables incluidas en el modelo TANITA.

Modelo		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
1	Regresión	32736,818	5	6547,364	602,684	,000 ^a
	Residual	2552,965	235	10,864		
	Total	35289,783	240			

a. Variables predictoras: (Constante), TALLA, EDAD, PESO, SEXO, IR_TAN

Tabla 20. Análisis de la varianza de regresión para el modelo TANITA.

Resultados

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	t	Sig.	
	B	Error típ.	Beta			
1	(Constante)	-20,931	6,349		-3,297	,001
	EDAD	4,02E-02	,016	,050	2,486	,014
	SEXO	11,681	,681	,456	17,155	,000
	PESO	,364	,027	,406	13,290	,000
	IR_TAN	,128	,037	,116	3,502	,001
	TALLA	,172	,044	,132	3,912	,000

Tabla 21. Coeficientes de regresión obtenidos en el modelo para TANITA.

En las figuras 57 y 58 se observa la distribución de residuales con un patrón de normalidad y sin tendencia definida, la figura 59 muestra la excelente correlación entre los valores de MLG estimados por la ecuación para TANITA y DEXA.

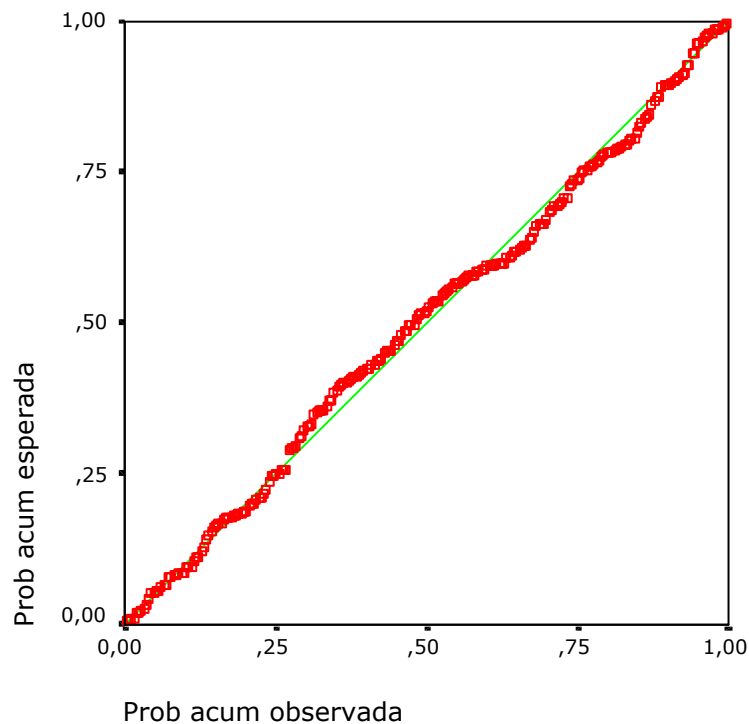


Figura 57. Análisis gráfico de ajuste a la normalidad para los residuales del modelo TANITA.

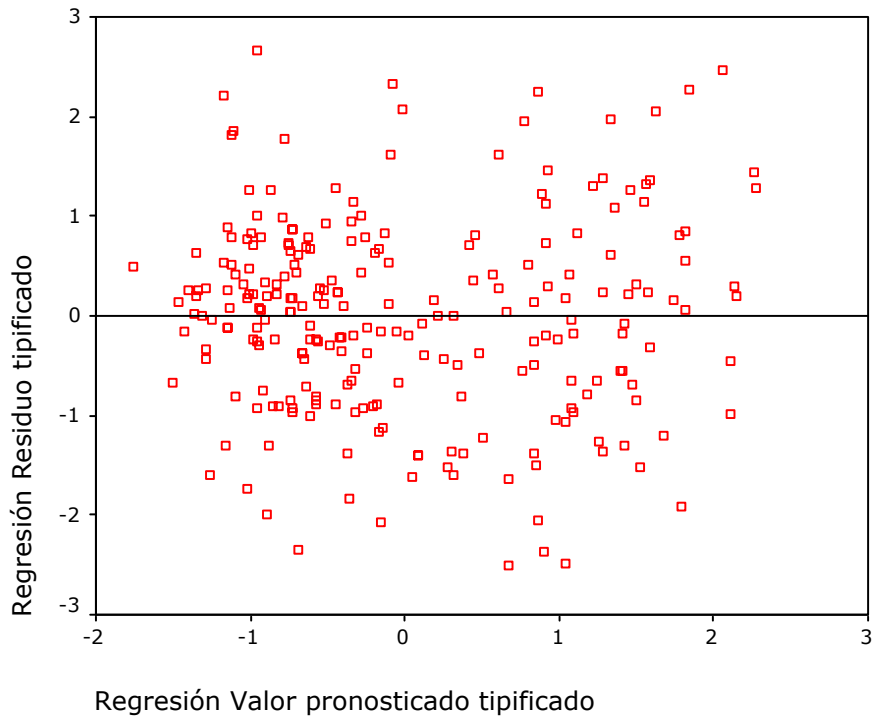


Figura 58. Distribución tipificada de los residuales frente a los valores pronosticados de MLG por el modelo TANITA.

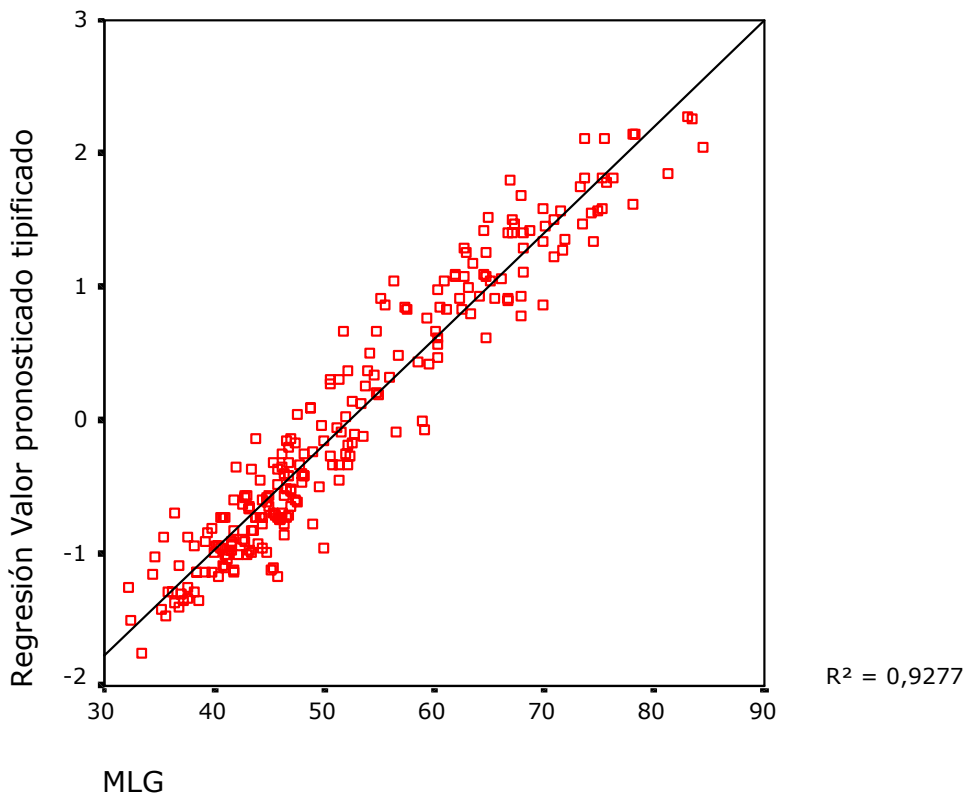


Figura 59. Gráfico de regresión de los valores de MLG estimados por el modelo TANITA frente a los valores de referencia por DEXA.

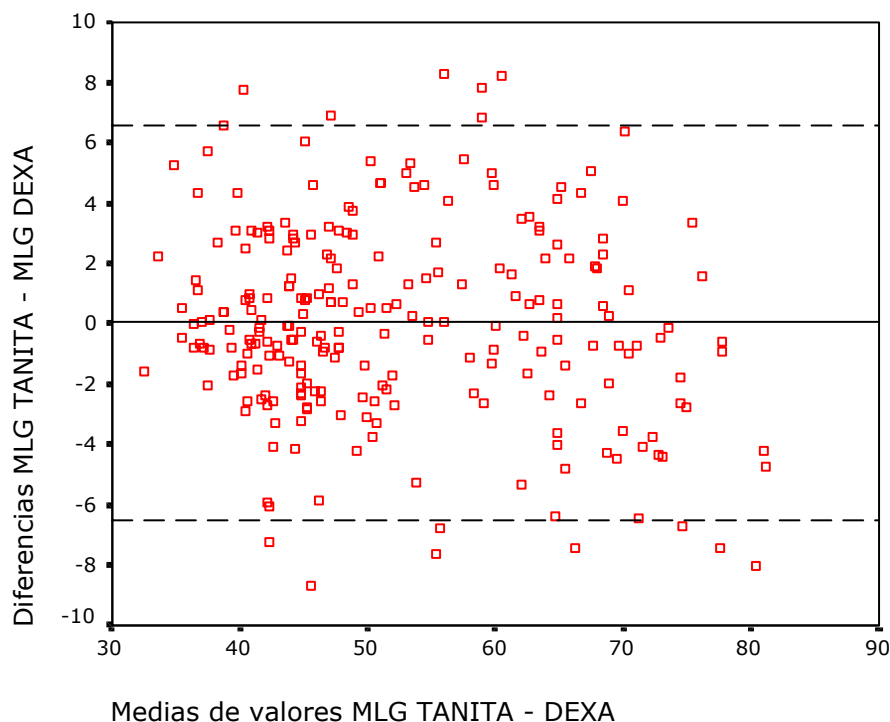


Figura 60. Análisis de Bland-Altman para el modelo TANITA.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
Diferencias MLG TANITA - MLG DEXA	-8,72	8,30	4,05E-02	3,2615

Tabla 22. Análisis descriptivo de las diferencias entre los valores de MLG estimados por TANITA y los valores de referencia por DEXA.

En la figura 60 se representa el análisis de Bland-Altman para las diferencias entre MLG por la ecuación para TANITA y la MLG por DEXA, con tendencia a la infraestimación en los sujetos con mayor contenido en MLG.

Observamos que la ecuación sobreestima la MLG, comparada con la referencia, en 0.04 ± 3.26 Kg, con un rango de variación que oscila de 8,72 Kg. a 8,30 Kg. por defecto y exceso respectivamente en la MLG pronosticada por el modelo (Tabla 22).

Se obtuvo un valor medio estimado de MLG de $52,3737 \pm 11,7807$ Kg. y un CV de 6,29% para la ecuación en la muestra de desarrollo.

2.3. Desarrollo de la ecuación de regresión para BIOSCAN.

En las Tablas 23 a 26 se observan las correlaciones entre las variables predictivas y la variable dependiente MLG, porcentaje de la varianza de MLG explicada por la ecuación y coeficientes obtenidos para las variables predictoras; de forma similar al proceso desarrollado para TANITA.

	MLG	EDAD	SEXO	PESO	TALLA	IR_BIO	
Correlación de Pearson	MLG	1,000	-,062	,812	,812	,761	,812
	EDAD	-,062	1,000	-,156	,015	-,346	-,069
	SEXO	,812	-,156	1,000	,468	,651	,680
	PESO	,812	,015	,468	1,000	,642	,668
	TALLA	,761	-,346	,651	,642	1,000	,703
	IR_BIO	,812	-,069	,680	,668	,703	1,000
	BIOSCAN	-,526	-,180	-,412	-,434	-,202	-,825
Sig. (unilateral)	MLG	,	,179	,000	,000	,000	,000
	EDAD	,179	,	,010	,414	,000	,154
	SEXO	,000	,010	,	,000	,000	,000
	PESO	,000	,414	,000	,	,000	,000
	TALLA	,000	,000	,000	,000	,	,000
	IR_BIO	,000	,154	,000	,000	,000	,
	BIOSCAN	,000	,004	,000	,000	,001	,000

Tabla 23. Correlaciones entre las variables para la ecuación de BIOSCAN.

De forma similar a lo observado para TANITA, la correlación de MLG e impedancia por BIOSCAN fue de -0,526 ($p < 0,0001$), y la del IR de 0,812 ($p < 0,0001$); por lo que se escogió el IR como primera variable predictiva para entrar en el modelo.

Modelo	R	R cuadrado	R cuadrado corregida	Error típ. de la estimación
1	,956 ^a	,914	,912	3,1770

^a. Variables predictoras: (Constante), IR_BIO, EDAD, PESO, SEXO, TALLA

Tabla 24. Coeficientes de regresión para las variables incluidas en el modelo BIOSCAN.

Resultados

Modelo		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
1	Regresión	23096,075	5	4619,215	457,651	,000 ^a
	Residual	2180,157	216	10,093		
	Total	25276,232	221			

a. Variables predictoras: (Constante), IR_BIO, EDAD, PESO, SEXO, TALLA

Tabla 25. Análisis de la varianza de regresión para el modelo BIOSCAN.

Modelo		Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	t	Sig.
		B	Error típ.	Beta		
1	(Constante)	-13,757	6,408		-2,147	,033
	EDAD	3,31E-02	,017	,045	1,985	,048
	SEXO	11,327	,731	,450	15,488	,000
	PESO	,360	,024	,441	14,951	,000
	TALLA	,124	,045	,097	2,743	,007
	IR_BIO	,155	,036	,147	4,325	,000

Tabla 26. Coeficientes de regresión obtenidos en el modelo para BIOSCAN.

Las Figuras 61 a 63 muestran la distribución de residuales y la correlación entre la MLG estimada por la ecuación para BIOSCAN y la MLG por DEXA, con características similares a la ecuación desarrollada para TANITA.

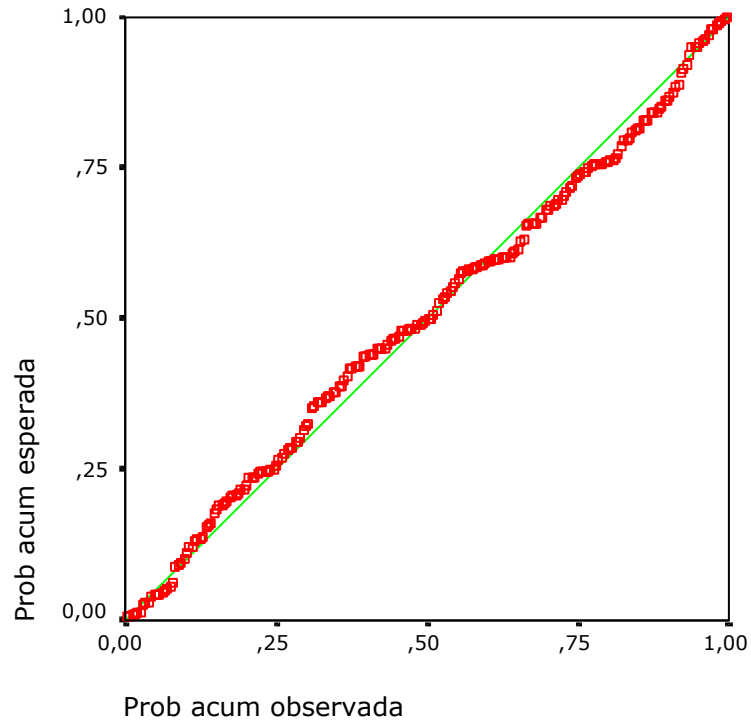


Figura 61. Análisis gráfico de ajuste a la normalidad para los residuales del modelo BIOSCAN.

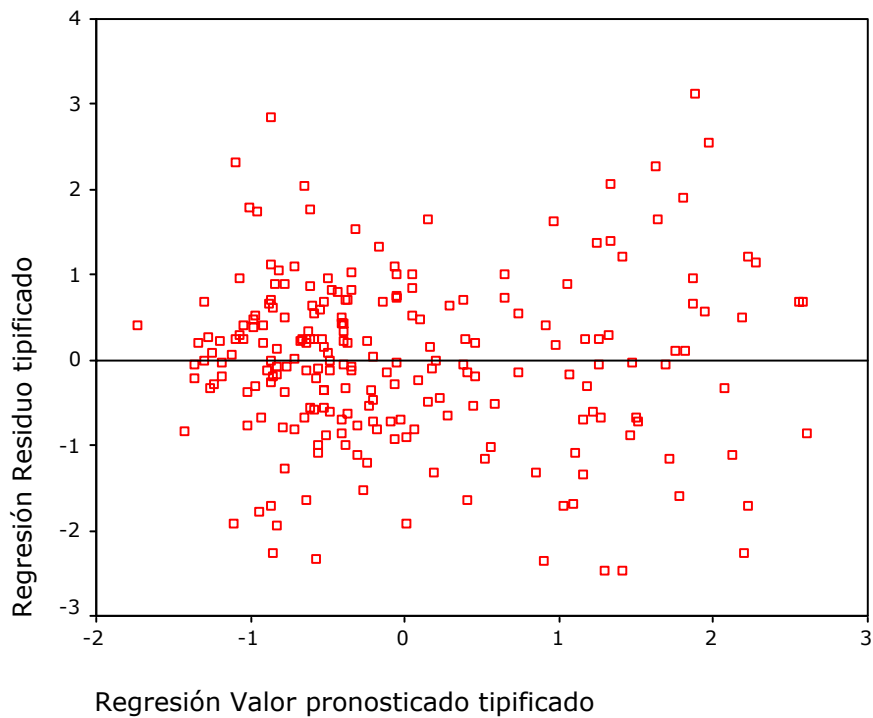


Figura 62. Distribución tipificada de los residuales frente a los valores de MLG pronosticados por el modelo BIOSCAN.

Resultados

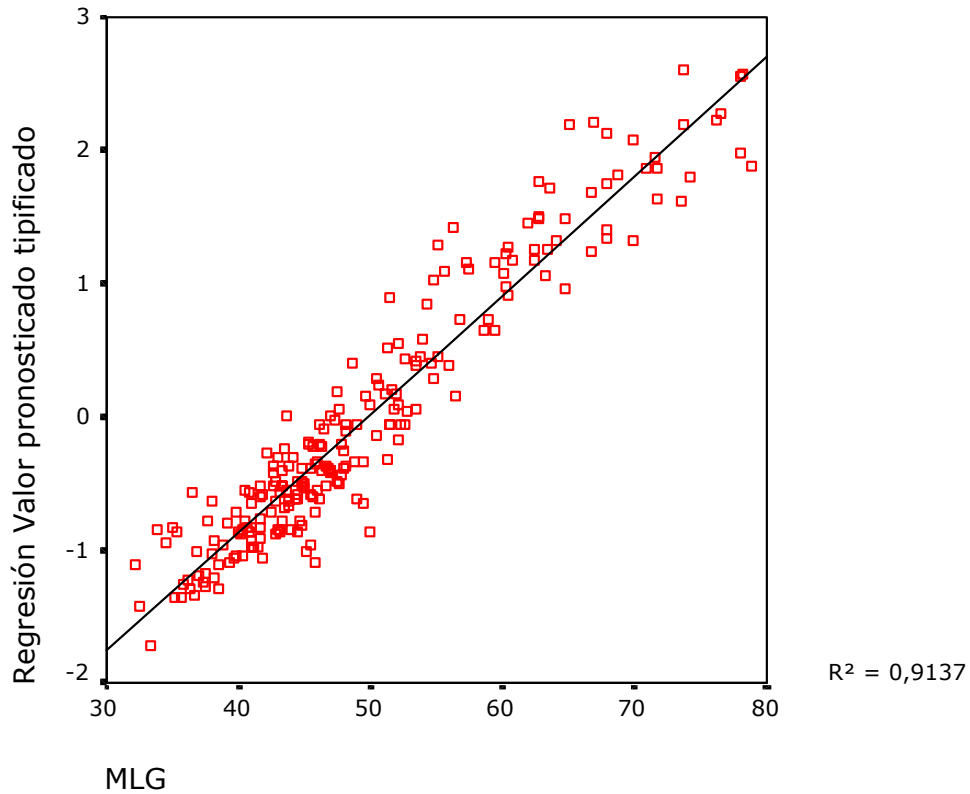


Figura 63. Gráfico de regresión de los valores de MLG estimados por el modelo BIOSCAN frente a los valores de referencia por DEXA.

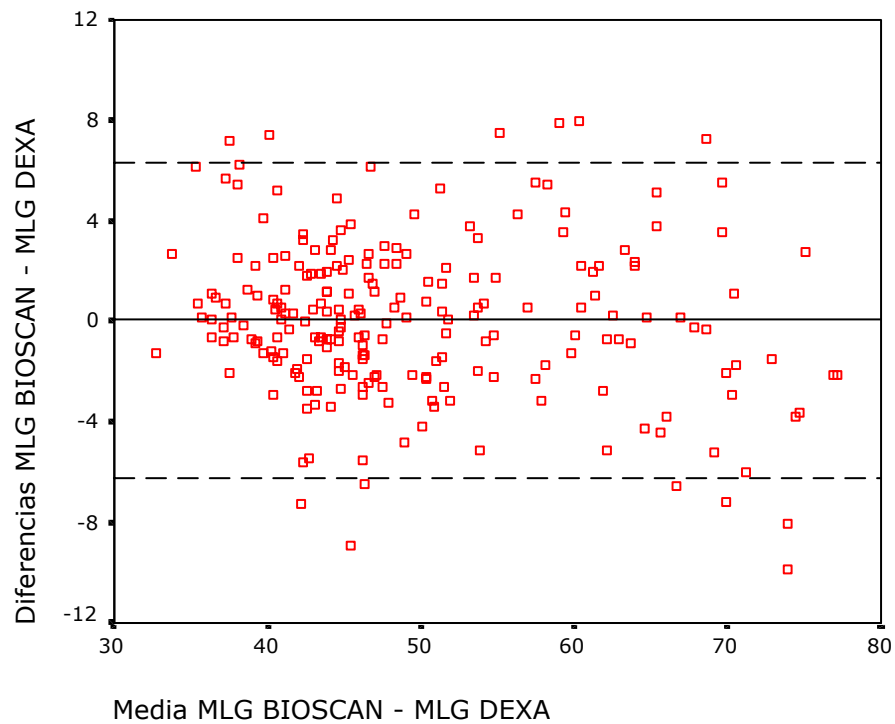


Figura 64. Análisis de Bland-Altman para el modelo BIOSCAN.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
Diferencias MLG BIOSCAN - MLG DEXA	-9,83	7,94	5,73E-02	3,1409

Tabla 27. Análisis descriptivo de las diferencias entre los valores de MLG estimados por BIOSCAN y los valores de referencia por DEXA.

La Figura 64 muestra el análisis de Bland-Altman para la ecuación por BIOSCAN que, de forma similar a lo que ocurría en el caso del TANITA, sobreestima la MLG en un valor medio de 0.058 ± 3.14 Kg, presentando asimismo un amplio rango de variación (Tabla 27), y una tendencia a la infraestimación en los sujetos con alto contenido en MLG, el rango de variación en este modelo entre 9,83 Kg. y 7,94 Kg. por defecto y exceso respectivamente en la MLG pronosticada.

Para el modelo de BIOSCAN se obtuvo un valor medio de MLG estimada en la muestra de desarrollo de $49,6970 \pm 10,2229$ Kg., con un CV de 6,39% para la ecuación.

Las ecuaciones obtenidas para TANITA y BIOSCAN quedarían, por lo tanto, de la siguiente forma (Fórmulas 18 y 19):

$$MLG_{TANITA} = 11.681 * S + 0.364 * P + 0.172 * T + 0.128 * IR_{TANITA} + 0.04 * E - 20.931$$

Fórmula 18. Modelo matemático para estimación de MLG para equipo TANITA.

$$MLG_{BIOSCAN} = 11.327 * S + 0.360 * P + 0.124 * T + 0.155 * IR_{BIOSCAN} + 0.0331 * E - 13.757$$

Fórmula 19. Modelo matemático para estimación de MLG por equipo BIOSCAN.

En ambos modelos MLG representa la masa libre de grasa estimada; S sexo, siendo 0 mujeres y 1 varones; P peso, T talla en cm.; IR índice de resistencia; E edad.

3. Validación de las ecuaciones de regresión.

3.1. Muestra de pacientes para validación de los modelos.

La muestra para validación de los modelos matemáticos estuvo constituida por 41 mujeres (36,60%) y 71 varones (63,40%), según se observan en la figura 65.

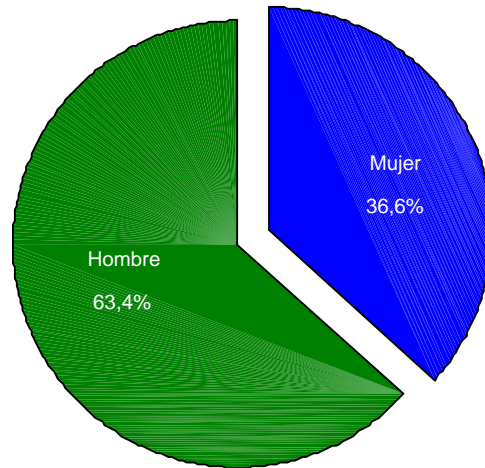


Figura 65. Distribución de los pacientes por sexos en la muestra de validación.

En la tabla 28 se relacionan las variables de la muestra de validación, con sus respectivos estadísticos descriptivos.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
EDAD	18	75	32,24	15,44
PESO	62	120	90,94	15,11
TALLA	147	188	168,86	9,35
IMC	27,02	52,63	32,0041	4,5452
TANITA	311	619	487,76	81,52
BIOSCAN	294	712	462,80	92,92
MODXA	1,78	4,56	3,1753	,6360
MGDXA	16,27	66,66	34,6706	8,4415
POMGDXA	23,5	56,2	39,199	7,134
MMDXA	18,99	70,31	50,2097	10,9458

Tabla 28. Características físicas de los pacientes en la muestra para validación de los modelos.

Siendo: IMC Índice de Masa Corporal en Kg²/m, TANITA Impedancia por TANITA en Ω, BIOSCAN Impedancia por BIOSCAN en Ω, MGDXA Masa grasa en Kg. determinada por DEXA, MMDXA Masa no ósea libre de grasa por DEXA en Kg., POMGDXA Porcentaje de masa grasa por DEXA.

Se realizó validación cruzada aplicando los modelos matemáticos obtenidos a una muestra de pacientes independiente de la empleada en el desarrollo de dichos modelos; los valores obtenidos para la MLG en la muestra de validación se analizaron mediante el método de Bland-Altman, valorando el grado de acuerdo con la técnica de referencia, se calculó el EP de las diferencias para verificar el grado de ajuste de las ecuaciones y el CCI entre los valores de MLG estimados por los modelos para BIA y los determinados por DEXA.

3.2. Validación de la ecuación para TANITA.

En la tabla 29 y figura 66 se muestra el análisis de las diferencias obtenidas para la ecuación obtenida para TANITA.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
Diferencias MLG TANITA - MLG DEXA	-7,61	7,83	,5254	3,2414

Tabla 29. Análisis descriptivo de las diferencias entre los valores de MLG estimados por la ecuación para TANITA y DEXA.

En este caso, vemos una sobreestimación media de 0,5254 Kg para la MLG, con unos rangos de valores extremos similares a los obtenidos en la muestra de desarrollo.

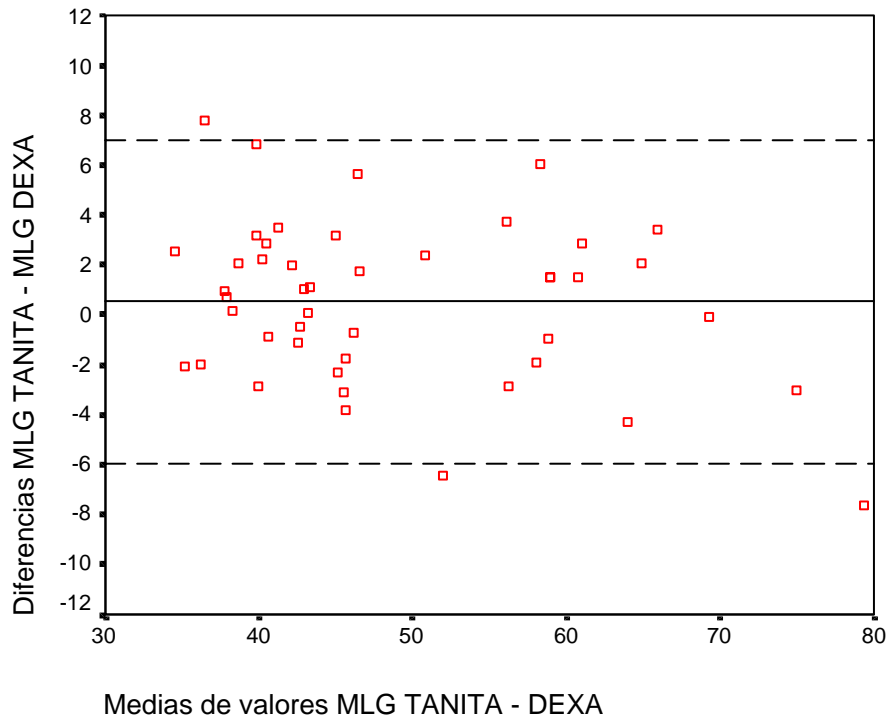


Figura 66. Análisis de Bland-Altman para las diferencias entre la MLG estimada por el modelo para TANITA y DEXA

El EP para la ecuación desarrollada para TANITA aplicada a la muestra de validación, fue de 3,5636, muy similar al error típico de estimación (Tabla 19), lo que indica una validez elevada del modelo para su aplicación a poblaciones similares.

El índice de reducción en la validación cruzada entre las muestras de desarrollo del modelo y la muestra de validación resultó menor de 0,10, lo que indica una alta fiabilidad del modelo, en la figura 67 se observa a la derecha la regresión en la muestra de desarrollo y a la izquierda la regresión respecto a DEXA de la MLG estimada por el modelo en la muestra de validación.

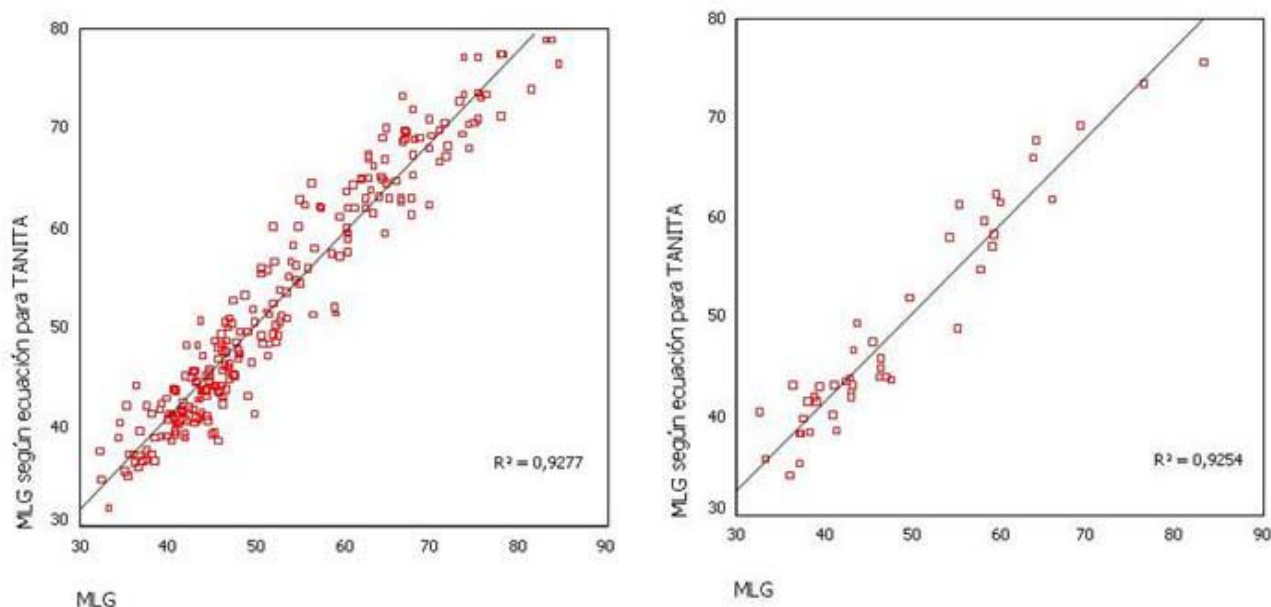


Figura 67. Gráfico de regresiones de MLG estimada por el modelo para TANITA y DEXA en las muestras de desarrollo y validación.

No se detectaron diferencias significativas entre la la MLG estimada por el modelo para TANITA y la técnica de referencia y el CCI para la ecuación de TANITA respecto a DEXA fue de 0,9590 (IC 95% 0,9274 – 0,9771); el valor medio de la MLG estimada por el modelo en la muestra de validación fue de 32,0574 ± 6.0356 Kg. con un CV de 18,83%.

3.3. Validación de la ecuación para BIOSCAN.

Análogamente a lo realizado para la ecuación desarrollada para TANITA, se puede observar en la tabla 30 y en la figura 68, el análisis de las diferencias obtenido para el modelo desarrollado para BIOSCAN.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
Diferencias MLG BIOSCAN - MLG DEXA	-10,69	14,24	1,0216	3,9661

Tabla 30. Análisis descriptivo de las diferencias entre los valores de MLG estimados por la ecuación para BIOSCAN y DEXA.

En este caso observamos una sobreestimación media de 1,0216 Kg de la MLG, superior a la obtenida en la muestra para el desarrollo de

la ecuación y también de mayor valor que en el caso del modelo desarrollado para TANITA.

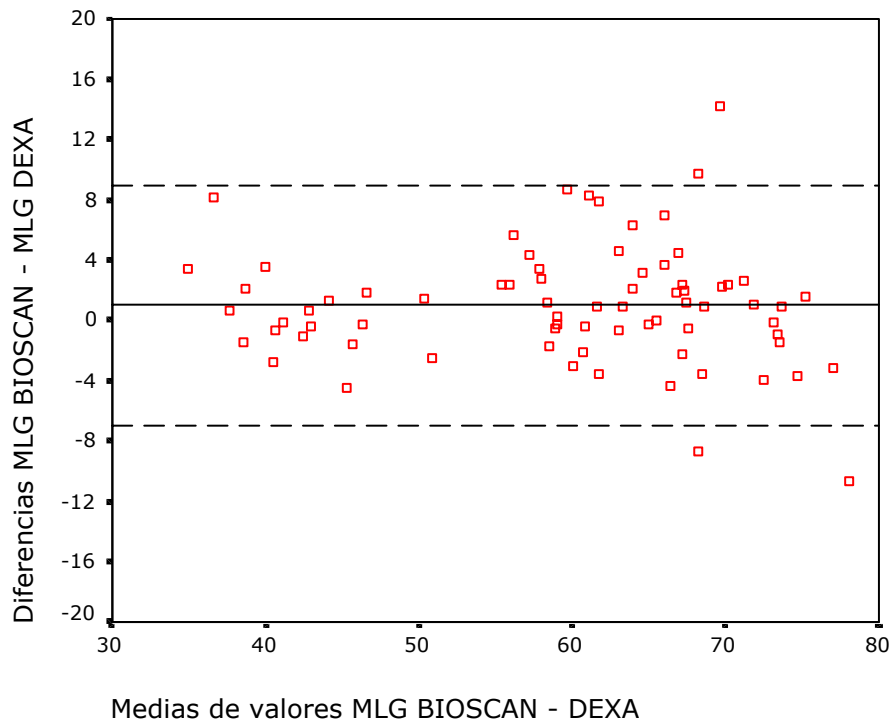


Figura 68. Análisis de Bland-Altman para las diferencias entre la MLG estimada por el modelo para BIOSCAN y DEXA.

El EP para la ecuación de BIOSCAN fue de 8,7883, en este caso al ser superior al error típico obtenido en la muestra de desarrollo de la ecuación, se puede concluir que esta ecuación presenta menor validez externa que el modelo desarrollado para TANITA.

El índice de reducción de validación cruzada, de modo similar al modelo de TANITA, resultó inferior a 0,10, lo que indica un buen ajuste, a pesar del EP mayor que en caso de TANITA, en la figura 69 se observan las regresiones para la muestra de desarrollo y validación, a izquierda y derecha respectivamente.

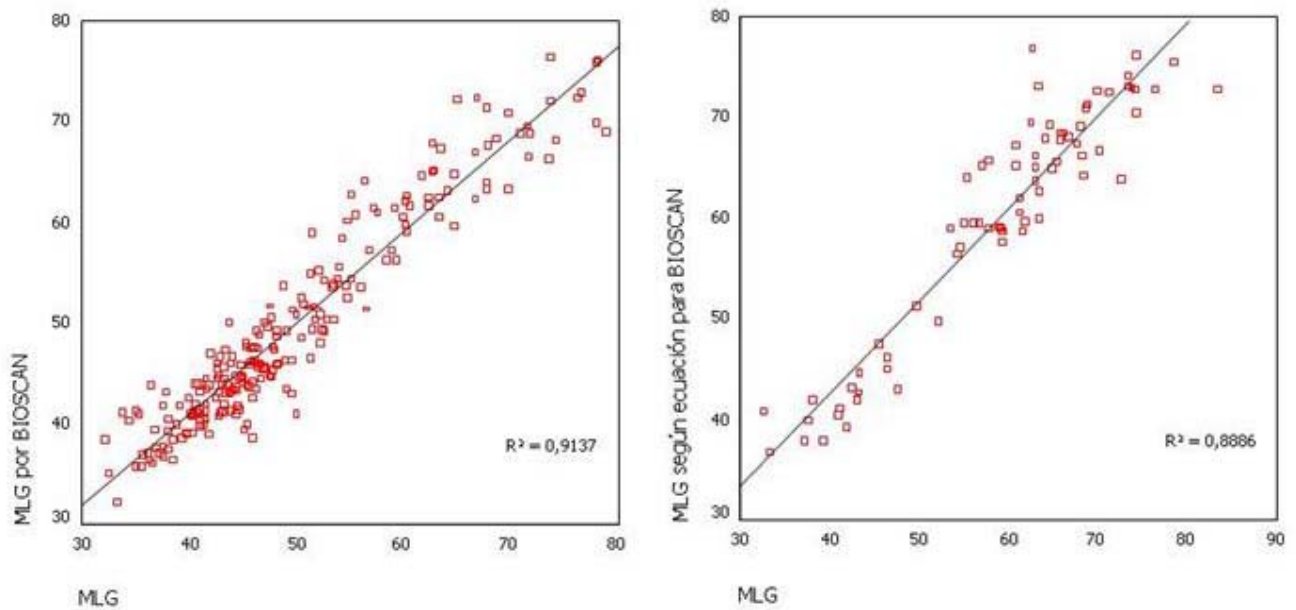


Figura 69. Gráfico de regresiones de MLG estimada por el modelo para BIOSCAN y DEXA en las muestras de desarrollo y validación.

En este caso al existir una mayor diferencia media se detectaron diferencias significativas respecto a DEXA ($p = 0,03$), el CCI para el modelo de BIOSCAN fue de 0,9395 (IC 95% 0,9038 – 0,9620), algo menor que en el caso de TANITA pero en el rango de concordancia muy buena respecto a DEXA; la MLG estimada por la ecuación en la muestra de validación fue de $60,0523 \pm 11,5489$ Kg., con un CV de 19,23%.

En la figura 68 se observa que los límites de concordancia respecto a DEXA obtenidos en la muestra de validación son algo más amplios que en el caso de la muestra de desarrollo, sin embargo en este caso no se observan tendencias relacionadas con el contenido en MLG.

4. Evaluación de ecuaciones publicadas en la literatura.

La valoración de la aplicabilidad de las ecuaciones publicadas en la literatura a los sujetos de nuestra población se efectuó bajo varios aspectos: primero valorando el error y el grado de acuerdo de cada modelo con el método gráfico de Bland y Altman descrito anteriormente, para determinar la magnitud del error medio en la MLG estimada por los diferentes modelos y la concordancia de la ecuación con referencia a DEXA.

Posteriormente se comparó la precisión y el error de las ecuaciones de la literatura con la desarrollada para BIOSCAN mediante la valoración gráfica de las rectas de regresión por mínimos cuadrados respectivas frente a DEXA; la precisión de la ecuación se evaluó mediante el valor del coeficiente de determinación, que expresa el porcentaje de variación en el valor medido por la ecuación que es explicado por el método de referencia, y la pendiente de la recta, que expresa el error del modelo estimativo en comparación con la recta que resultaría si la ecuación estimativa coincidiera exactamente con la referencia, lo que significaría que cada valor estimado por el modelo matemático sería igual al estimado por la referencia; la recta ajustada a la ecuación se representa en trazo continuo y la coincidente con la referencia en trazo discontinuo; las rectas de los modelos representan el ajuste mediante regresión lineal por mínimos cuadrados entre la MLG estimada por los modelos matemáticos y la MLG estimada por DEXA(640).

Se empleó la prueba t de Student para detectar diferencias significativas entre los valores de MLG estimados por el modelo para BIOSCAN y los diferentes modelos citados, y entre estos y el DEXA, la t de Student para diferencia de medias se aporta como dato adicional, ya que, como se sabe, no es un test adecuado para valorar la concordancia entre métodos de medida. El tercer análisis se realizó para complementar el análisis de concordancia por Bland y Altman, para lo cual se calcularon los errores técnicos y los coeficientes de correlación intraclase (CCI) para

evaluar la validez de los diferentes modelos matemáticos según su concordancia respecto a DEXA, la valoración del grado de acuerdo de cada modelo matemático frente a DEXA se realizó según la siguiente clasificación, ya mencionada parcialmente en la introducción: $CCI > 0,91$ excelente, $CCI 0,71-0,90$ buena, $CCI 0,51-0,70$ moderada, $CCI 0,31-0,50$ mediocre, $CCI < 0,30$ nula(641;642).

Las rectas correspondientes a las ecuaciones de regresión lineal en la comparación de los distintos modelos frente a DEXA se han obtenido por el método de mínimos cuadrados ordinarios, este método asume, como se ha comentado en un apartado anterior, que la variable independiente, en este caso la MLG estimada por DEXA por ser la técnica de referencia, está libre de error; sin embargo en la comparación de técnicas de medida no es infrecuente considerar que ambos métodos pueden estar sujetos a error, por lo que ya no se podría considerar solamente la MLG por DEXA como variable independiente, sino que también la MLG estimada por las ecuaciones podría actuar como tal, y por lo tanto la regresión lineal por mínimos cuadrados ordinarios no sería adecuada, y debería emplearse la modalidad de regresión lineal por MPO, como ya se ha descrito con anterioridad. Como análisis adicional de la aplicabilidad de las ecuaciones de la literatura a nuestra población también se presentan los resultados obtenidos mediante la valoración de la pendiente y la intersección de las ecuaciones de las rectas de regresión por MPO de los modelos de la literatura y BIOSCAN frente a DEXA.

Debe puntualizarse que para realizar estos análisis se utilizó el valor de la impedancia como sustituto del término resistencia, que es el predominante en la mayoría de las ecuaciones publicadas; las ecuaciones se compararon con el modelo desarrollado para BIOSCAN tetrapolar a 50 KHz. ya que es el método más ampliamente utilizado en la literatura revisada, el valor de impedancia obtenido en los integrantes de nuestra muestra se utilizó en la variable predictiva correspondiente del modelo analizado.

Se exponen los análisis gráficos de Bland-Altman, en los que la línea continua representa el error medio del modelo estudiado, respecto del método de referencia, y las líneas de trazo discontinuo representan los valores de ± 2 DE para valorar la concordancia entre métodos; en los análisis gráficos de las rectas de regresión se pueden observar las rectas de cada modelo comparada con la recta para BIOSCAN en los sujetos de la muestra de desarrollo de los modelos, la línea de trazo discontinuo representaría la coincidencia exacta del modelo estimativo con el modelo de referencia.

Aplicamos la ecuación desarrollada por Segal y cols.(209) para estimación de MLG en obesos (Tabla 14) a los sujetos de sexo femenino de la muestra usada para el desarrollo de las ecuaciones, evaluando su validez mediante el análisis gráfico de Bland-Altman (Figura 70).

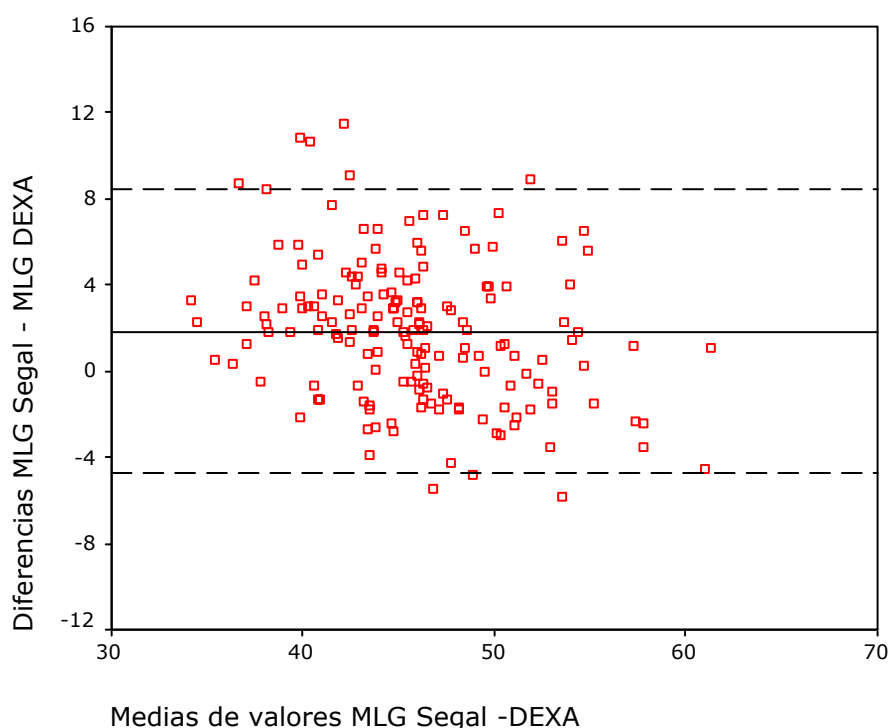


Figura 70. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Segal y cols. en mujeres.

Se observa en este caso una sobreestimación media de 1,8598 Kg. en la MLG, superior a la sobreestimación media de 0,0569 Kg. que resulta

de aplicar el modelo global para BIOSCAN a las mujeres, y un rango de valores superior al obtenido en nuestra muestra de desarrollo (Figura 71), por otro lado, el modelo desarrollado por Segal y cols., muestra mayor tendencia a infraestimar la MLG en los sujetos con valores elevados que el modelo para BIOSCAN.

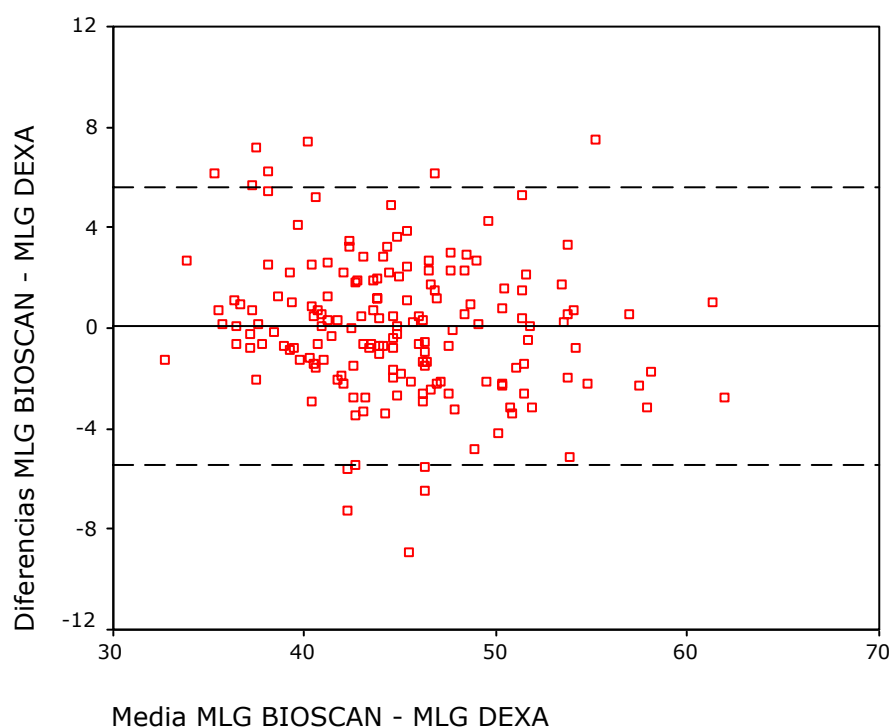


Figura 71. Análisis Bland-Altman para la ecuación de BIOSCAN global en mujeres.

Respecto a la precisión de la ecuación, aunque las diferencias no son elevadas; para el modelo de Segal se obtiene menor precisión y mayor error comparado con BIOSCAN (Figura 72), tal como se observa en las pendientes de las rectas de regresión de ambos modelos respecto al método de referencia.

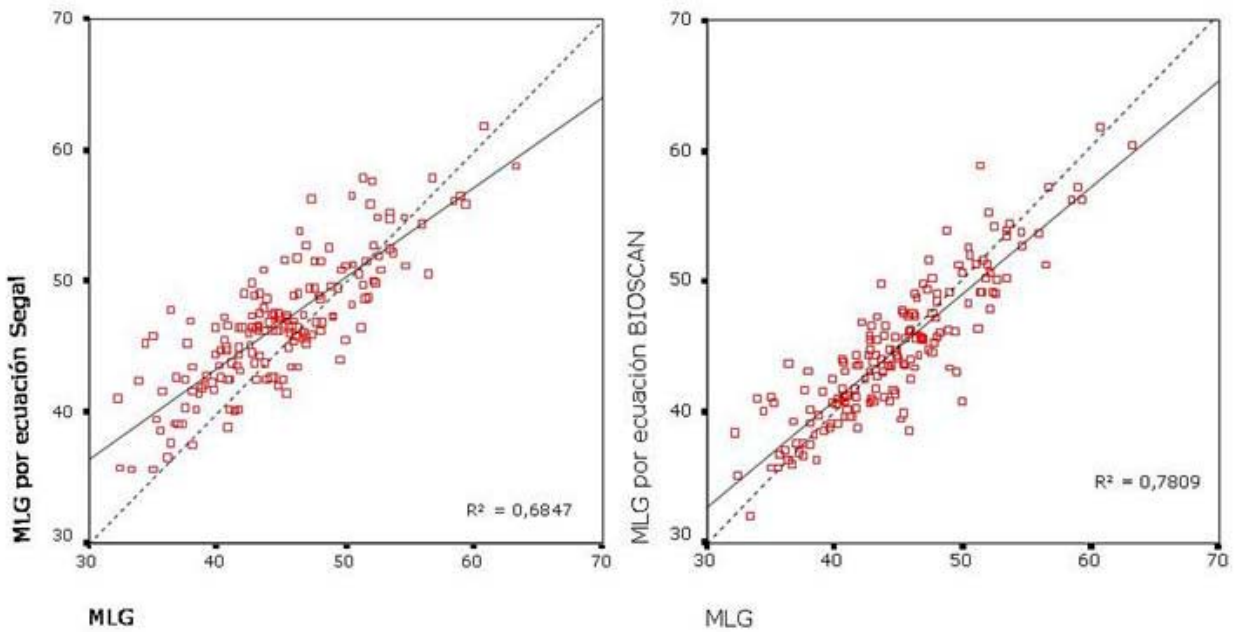


Figura 72. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Segal y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.

Los resultados de las fórmulas desarrolladas por Jakicic y cols.(633) (Tabla 14) para mujeres con sobrepeso aplicadas a las pacientes de nuestra muestra de desarrollo se comentan a continuación.

En primer lugar se evaluó la ecuación que incluye como término predictivo el IR, en el análisis gráfico observamos una sobrestimación media de 1,8732 Kg. en la MLG respecto a DEXA, similar al modelo de Segal y cols., sin embargo esta ecuación muestra una tendencia a la sobrestimación en los casos de menor MLG y a infraestimar la MLG cuando se trata de valores elevados de ésta (Figura 73).

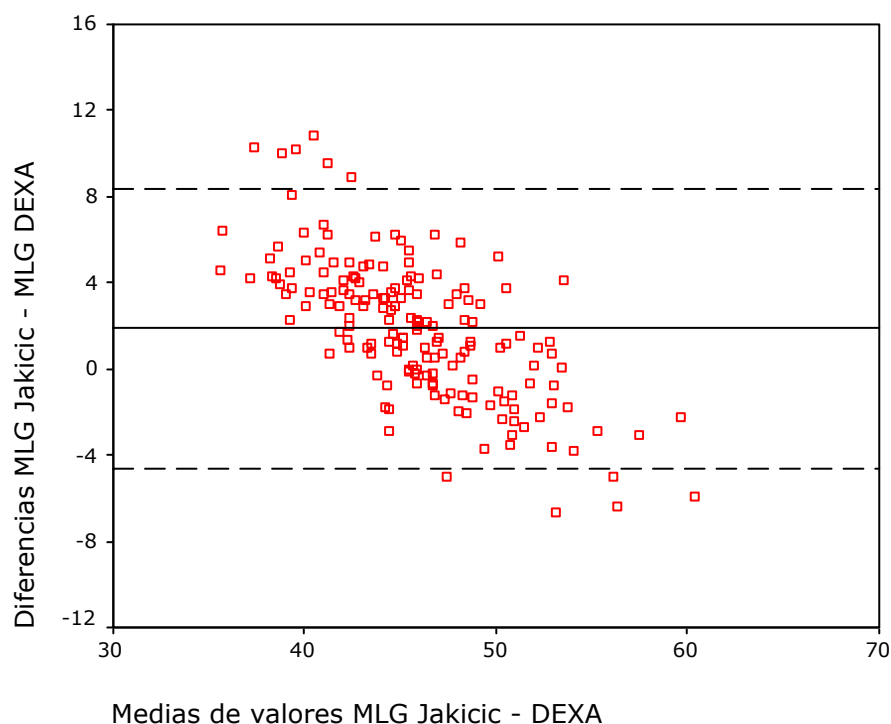


Figura 73. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Jakicic y cols. (con IR) en mujeres.

La valoración de las rectas de regresión para analizar el porcentaje de varianza de la MLG explicado por el modelo respecto al estimado por DEXA, revela que el modelo de Jakicic presenta una precisión similar a la ecuación desarrollada para BIOSCAN, sin embargo el error es mayor para el modelo de Jakicic y cols. (Figura 74).

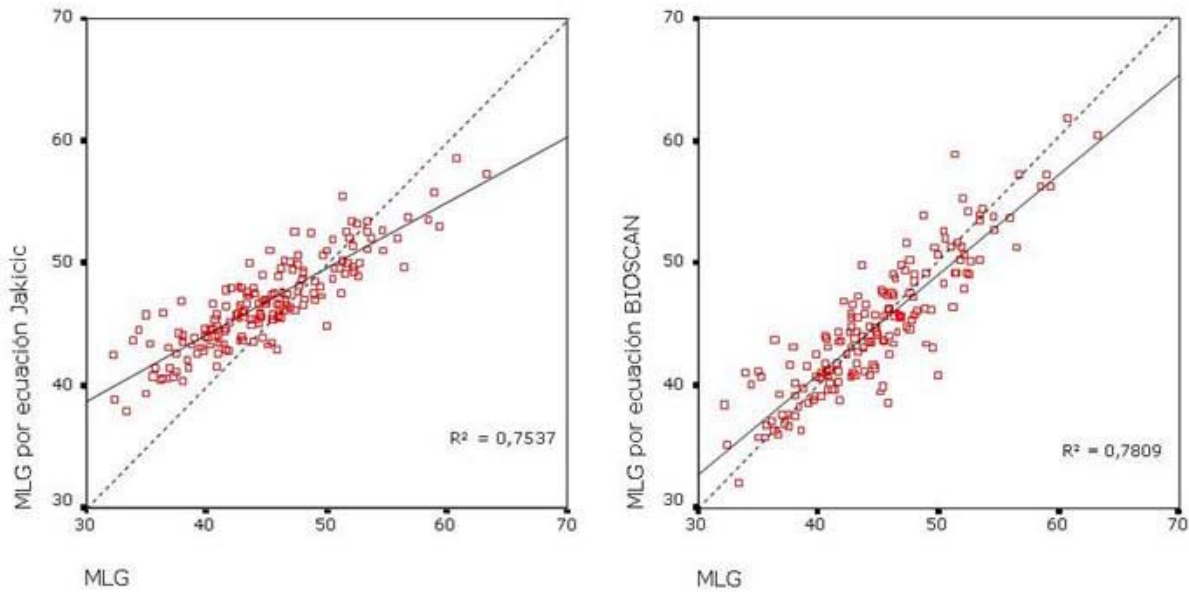


Figura 74. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Jakicic y cols. (con IR) y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.

En el modelo estimativo de Jakicic y cols. que incluye como variable predictora el valor de R observamos que, al aplicarlo a nuestra población (Figura 75), presenta un importante error consistente en infraestimar el valor de la MLG en un valor medio de -10,4918 Kg., además, y de forma más acentuada que el modelo anterior de los mismos autores, la ecuación es dependiente de los valores de MLG, de tal forma que, en general, los errores por infravaloración son tanto más elevados, cuanto más elevado es el valor de la MLG, siguiendo una tendencia lineal.

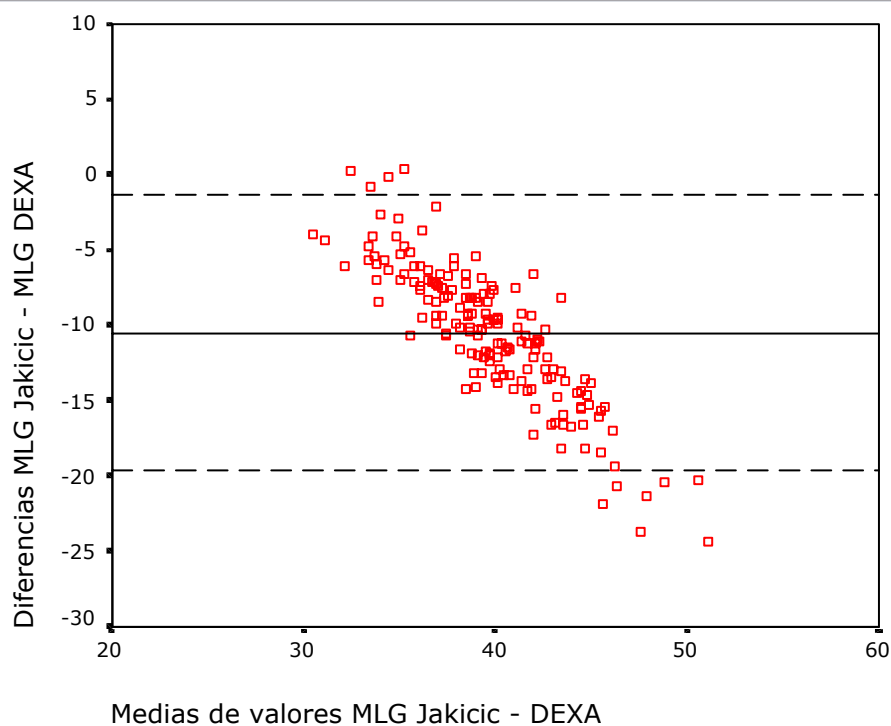


Figura 75. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Jakicic y cols. (con R) en mujeres.

El análisis gráfico comparativo de las rectas de regresión, muestra que el modelo de Jakicic y cols. que incluye el valor de R como variable predictora presenta un error considerablemente elevado, y menor precisión que el modelo predictivo desarrollado con BIOSCAN, cuando es aplicado a nuestra población, también tiene un desajuste elevado si lo comparamos con el modelo de Jakicic citado anteriormente (Figura 76).

Resultados

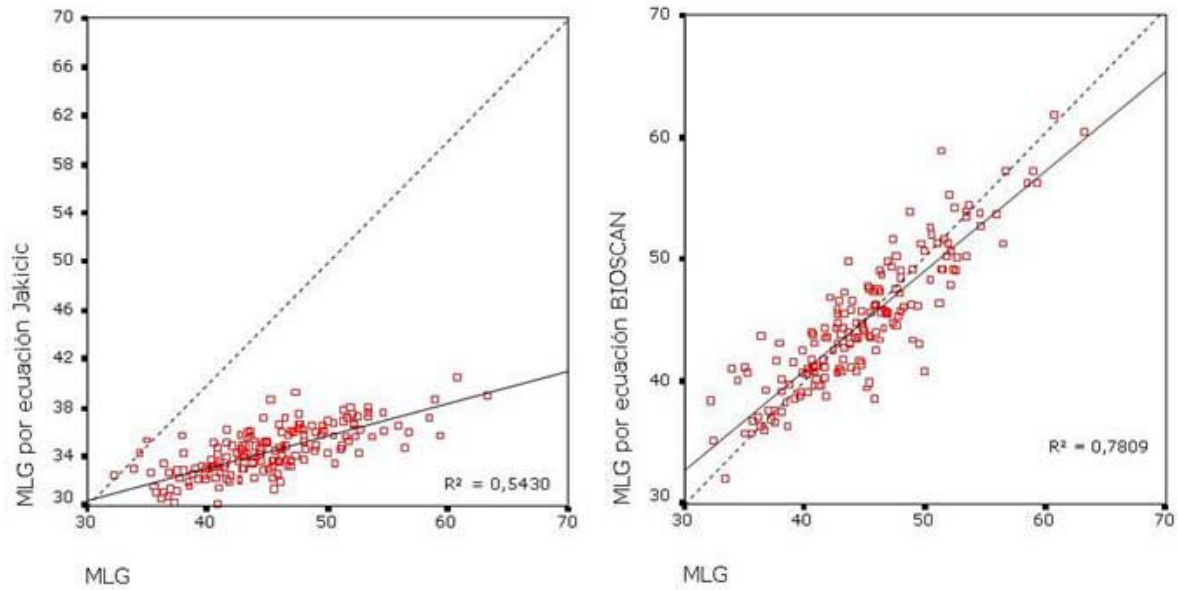


Figura 76. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Jakicic y cols. (con R) y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.

La ecuación desarrollada por Gray y cols.(294) para mujeres obesas (Tabla 15), muestra un valor medio de -2,6457 Kg. en las diferencias, respecto a la técnica de referencia, cuando la aplicamos a nuestra población (Figura 77), tendiendo a la infraestimación en los valores altos de la MLG.

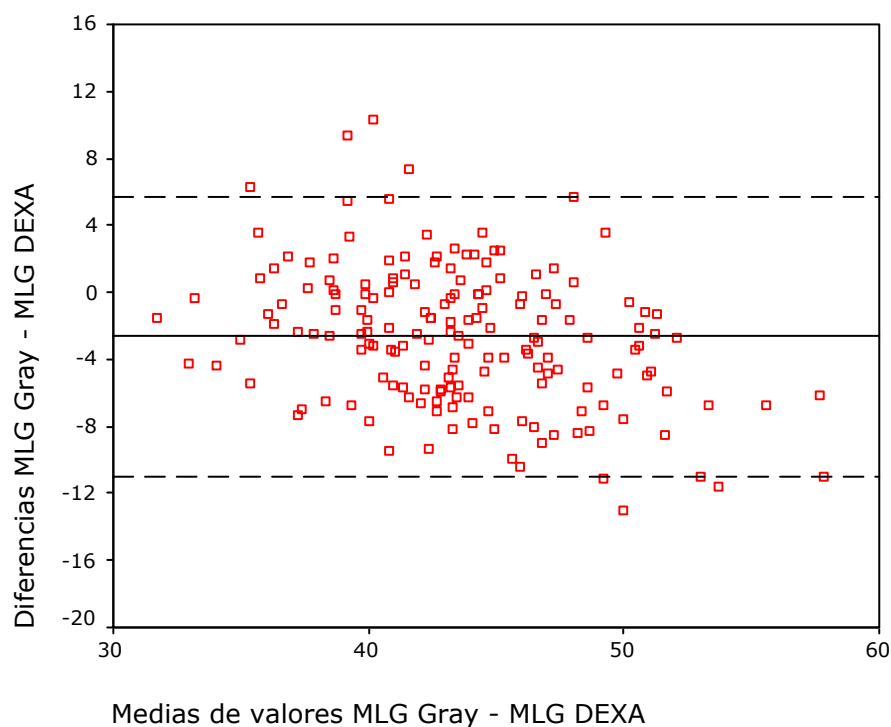


Figura 77. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Gray y cols. para obesas en mujeres.

Respecto a las rectas de regresión, observamos que el modelo de Gray y cols. presenta una precisión inferior al modelo de BIOSCAN, y un error notablemente superior (Figura 78).

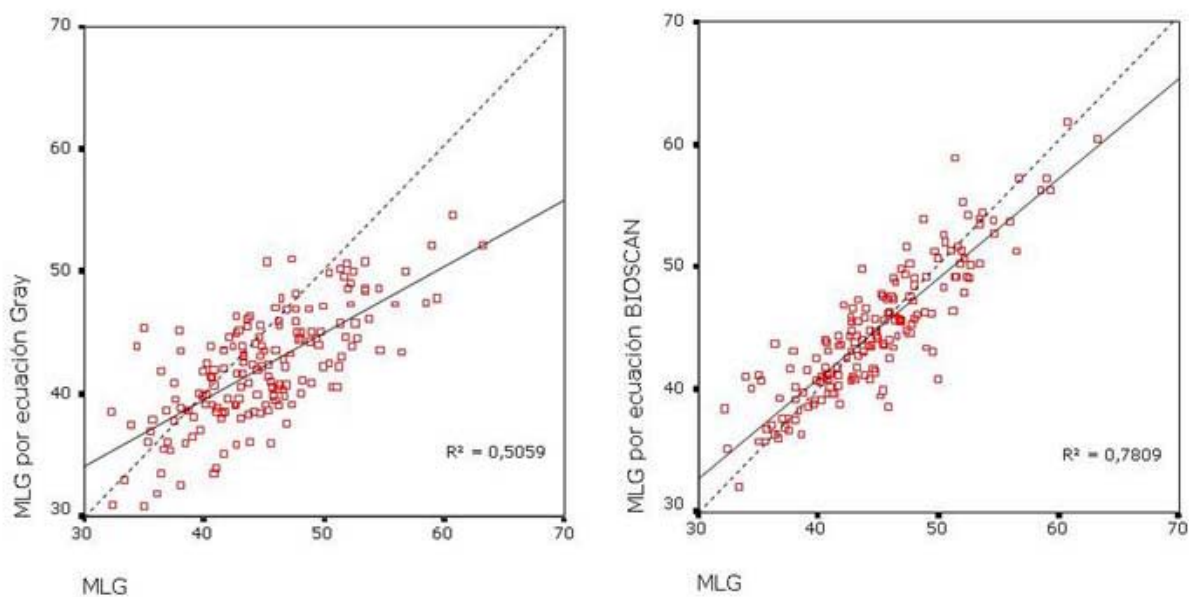


Figura 78. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Gray y cols. para obesas y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.

La ecuación publicada por Sun y cols.(216) (Tabla 14) sobrestima la MLG en un valor medio de 4,2795 Kg. (Figura 79), con ligera tendencia a sobreestimación en los valores bajos de MLG.

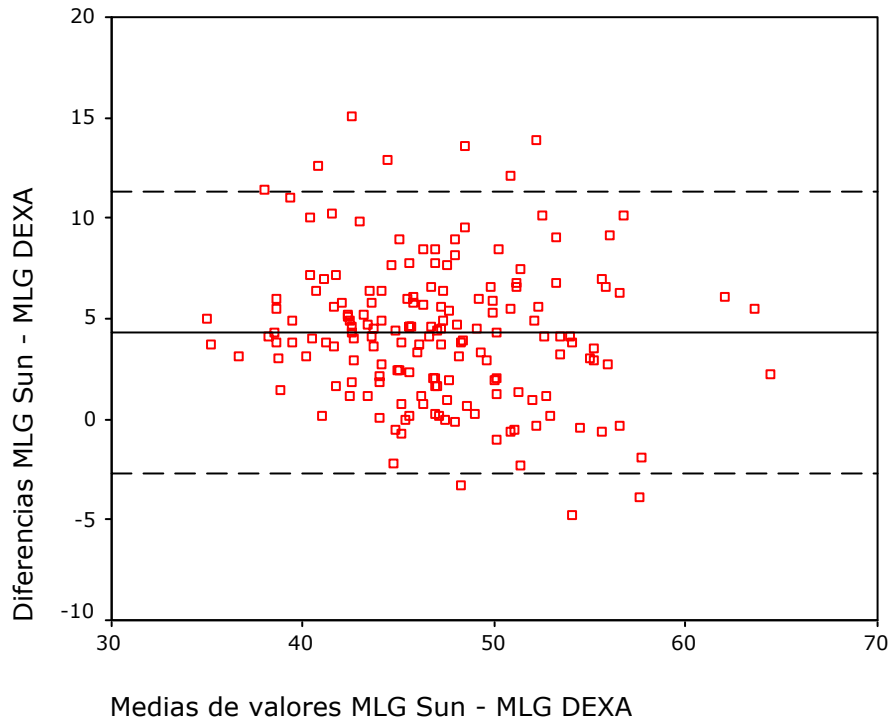


Figura 79. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Sun y cols. en mujeres.

La figura 80 muestra el análisis gráfico de las rectas de regresión, se puede observar, que existe mayor error y menor precisión en la ecuación de Sun y cols. aplicada a nuestra población, comparada con la ecuación para BIOSCAN.

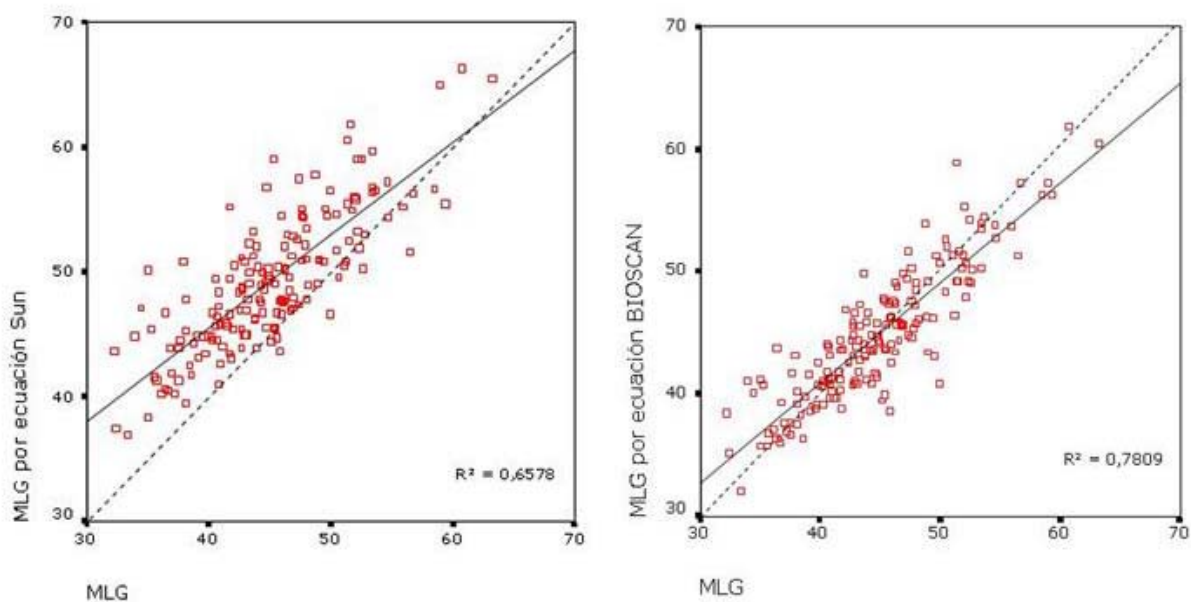


Figura 80. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Sun y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.

El modelo global A de Deurenberg y cols.(215) (Tabla 14), aplicado a nuestra población presenta una sobrestimación de la MLG, respecto a la técnica de referencia, con un valor medio de 10,8366 Kg., más acusada en los individuos con menor contenido en MLG y con valores menos dispares en los valores altos de MLG (Figura 81).

Resultados

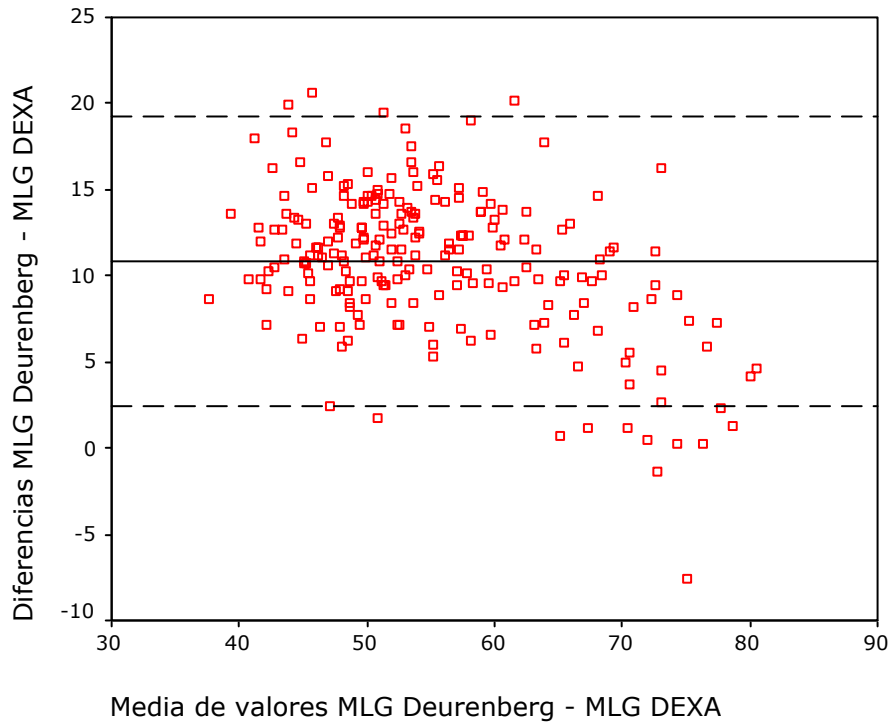


Figura 81. Análisis de Bland-Altman para la ecuación A de Deurenberg y cols.

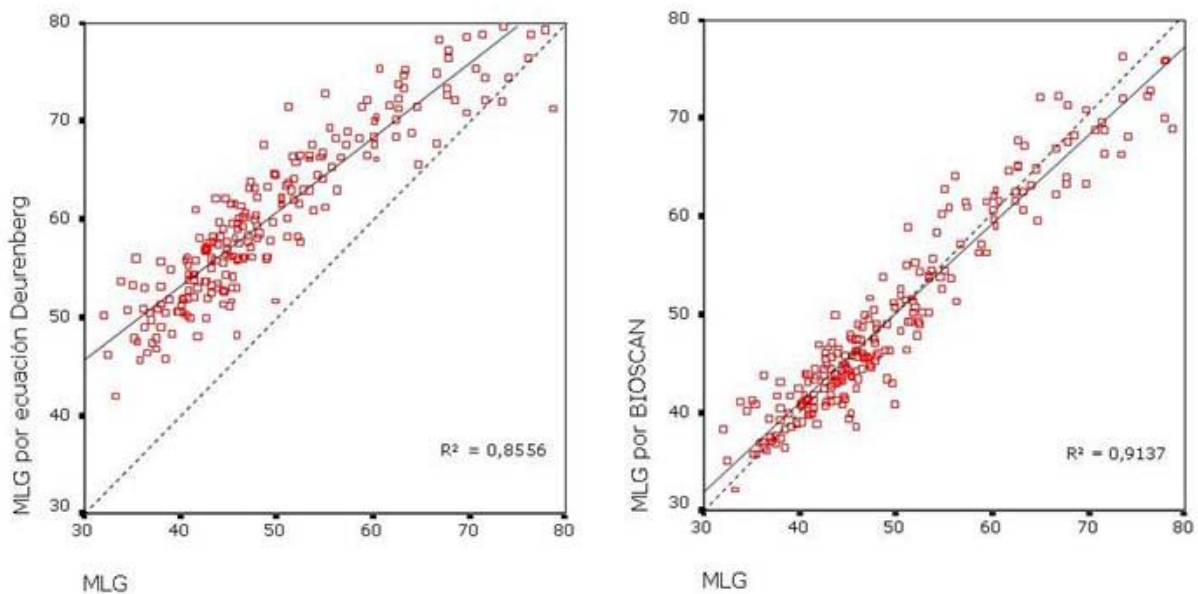


Figura 82. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Deurenberg y cols. (A) y BIOSCAN frente a DEXA.

El análisis gráfico de las rectas de regresión revela, según se observa en la figura 82, que el modelo de Deurenberg y cols. presenta menor precisión y un error notablemente superior al modelo desarrollado para BIOSCAN.

Si aplicamos a nuestra muestra al modelo global B propuesto por Deurenberg y cols.(638) (Tabla 15) observamos que el error por sobreestimación es considerablemente menor que el modelo anterior, en este caso 1,6197 Kg., persistiendo la tendencia a presentar mayores errores en los sujetos con MLG elevada (Figura 83); en el análisis gráfico de la recta de regresión observamos la reducción del error respecto a DEXA y una precisión similar al modelo anterior del mismo autor (Figura 84).

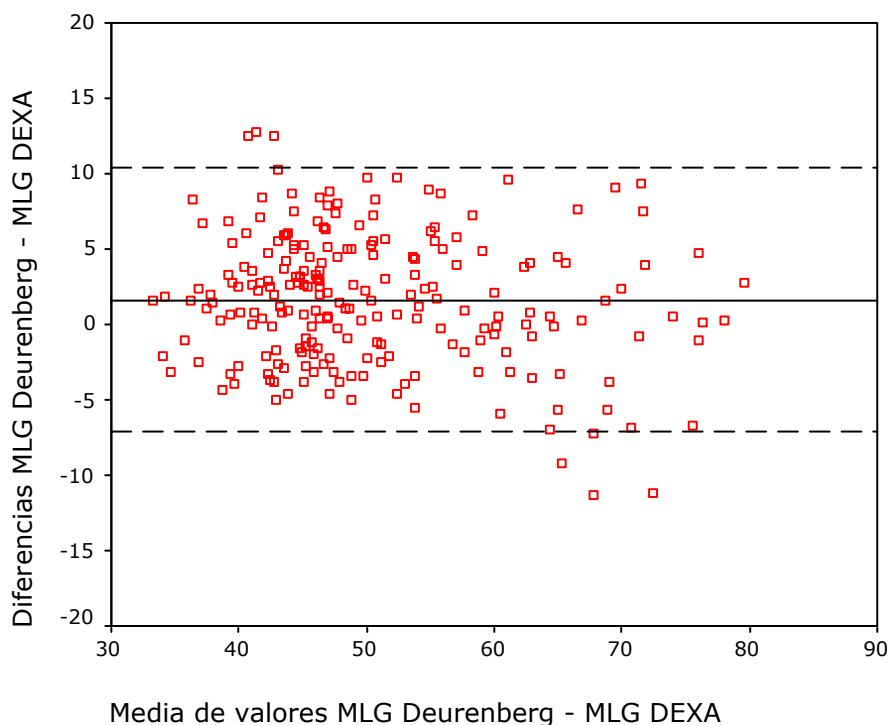


Figura 83. Análisis Bland-Altman para la ecuación B de Deurenberg y cols.

Resultados

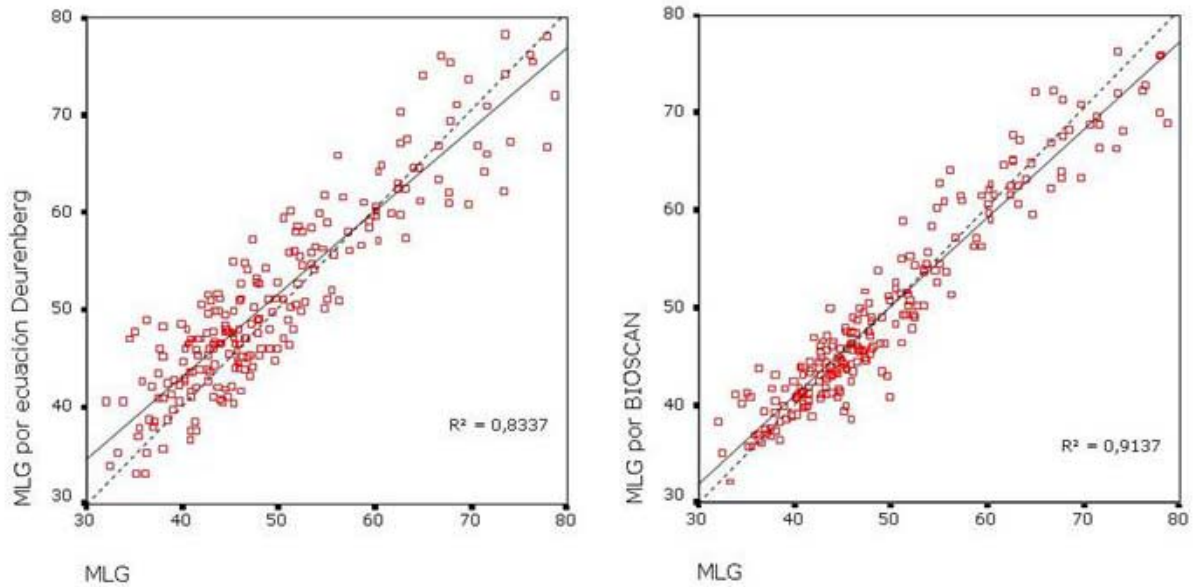


Figura 84. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones B de Deurenberg y cols. y BIOSCAN frente a DEXA.

El análisis del modelo global C de Deurenberg y cols.(301) (Tabla 15) muestra una infraestimación media de 3,1121 Kg. en la MLG con mayor error en los valores elevados de MLG (Figura 85), que también se observa en el análisis gráfico del modelo de regresión con mayor error y menor precisión que el modelo de BIOSCAN (Figura 86); a diferencia de los anteriores modelos globales de Deurenberg este no incluye peso, talla ni edad como variables predictoras.

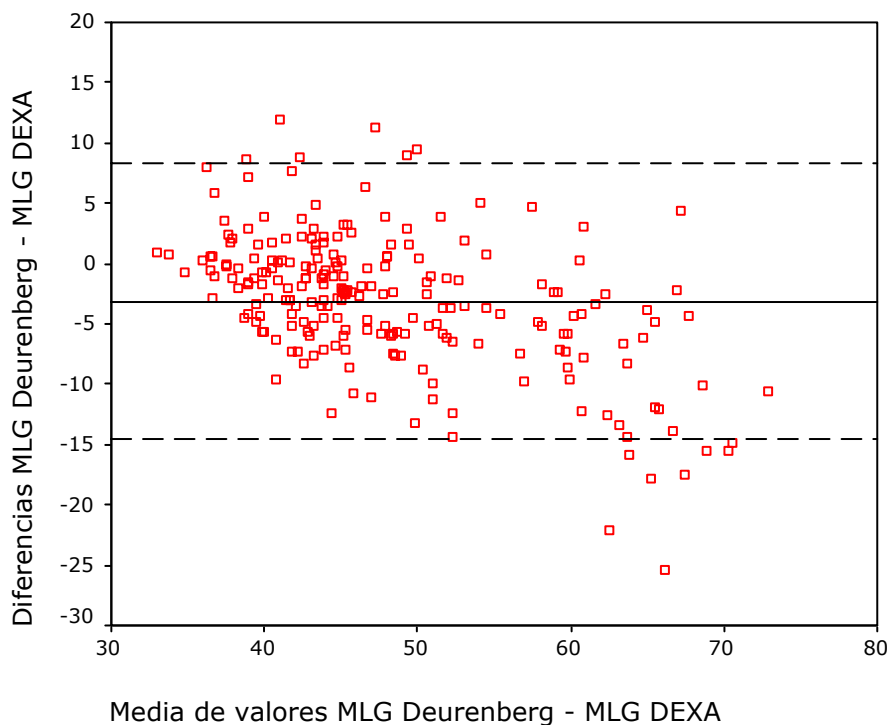


Figura 85. Análisis de Bland-Altman para la ecuación C de Deurenberg y cols.

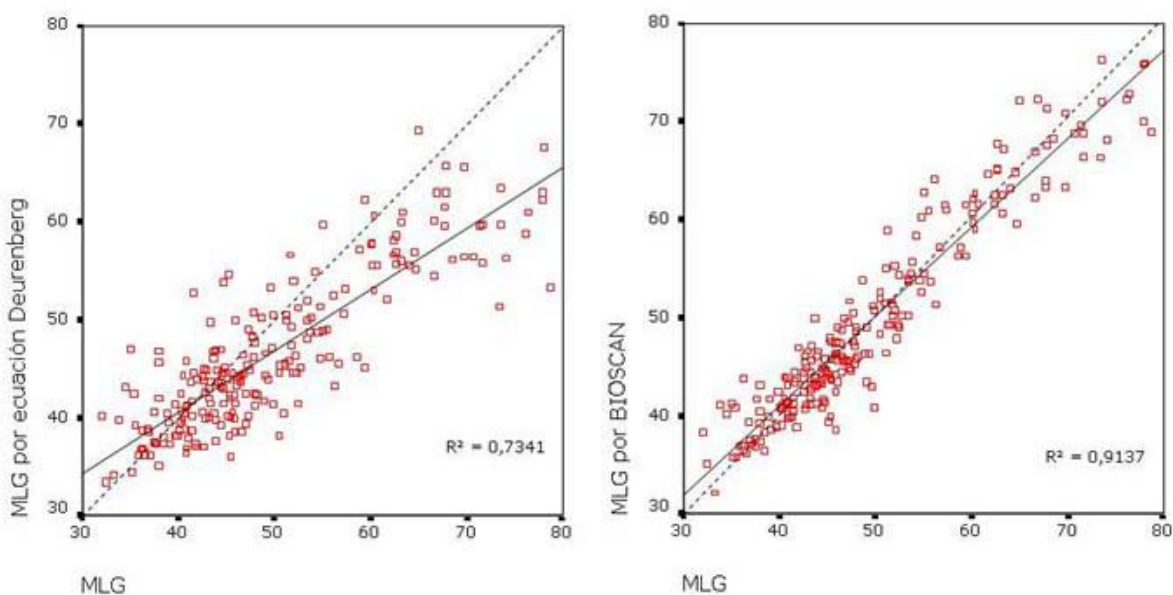


Figura 86. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones C de Deurenberg y cols. y BIOSCAN frente a DEXA.

La fórmula desarrollada por Kyle y cols.(213) (Tabla 14), infraestima la MLG en un valor medio de 5,2161 Kg., observándose una dependencia

del contenido total de MLG con tendencia a presentar los mayores errores de infraestimación en los casos de valores elevados de MLG (Figura 87).

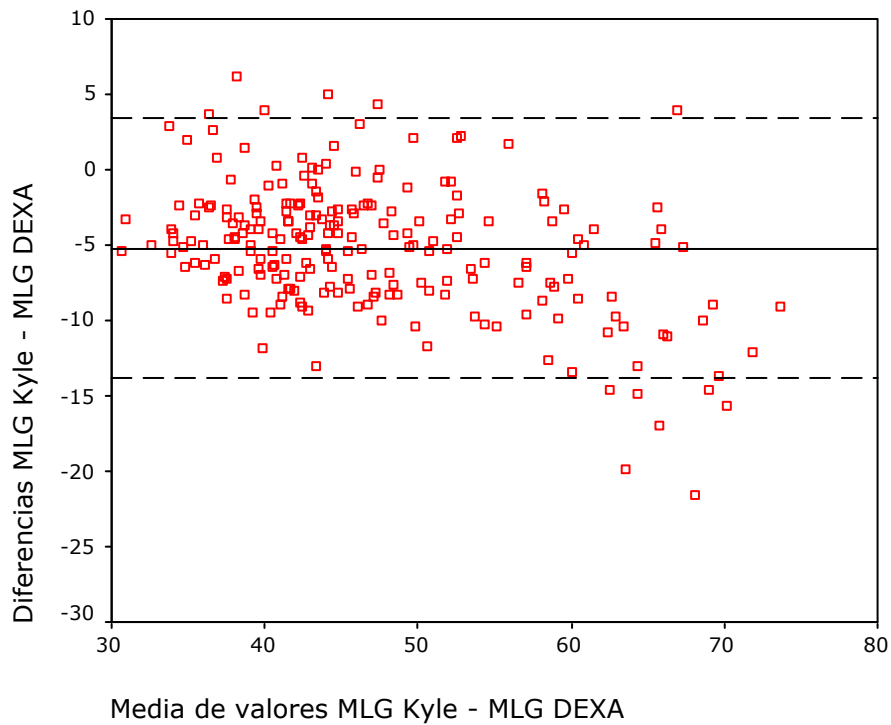


Figura 87. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Kyle y cols.

En los gráficos correspondientes a las rectas de regresión (Figura 88), el modelo de Kyle y cols. presenta una precisión inferior al modelo desarrollado para BIOSCAN, siendo mayor el error respecto a la técnica de referencia, que el encontrado para la ecuación de BIOSCAN.

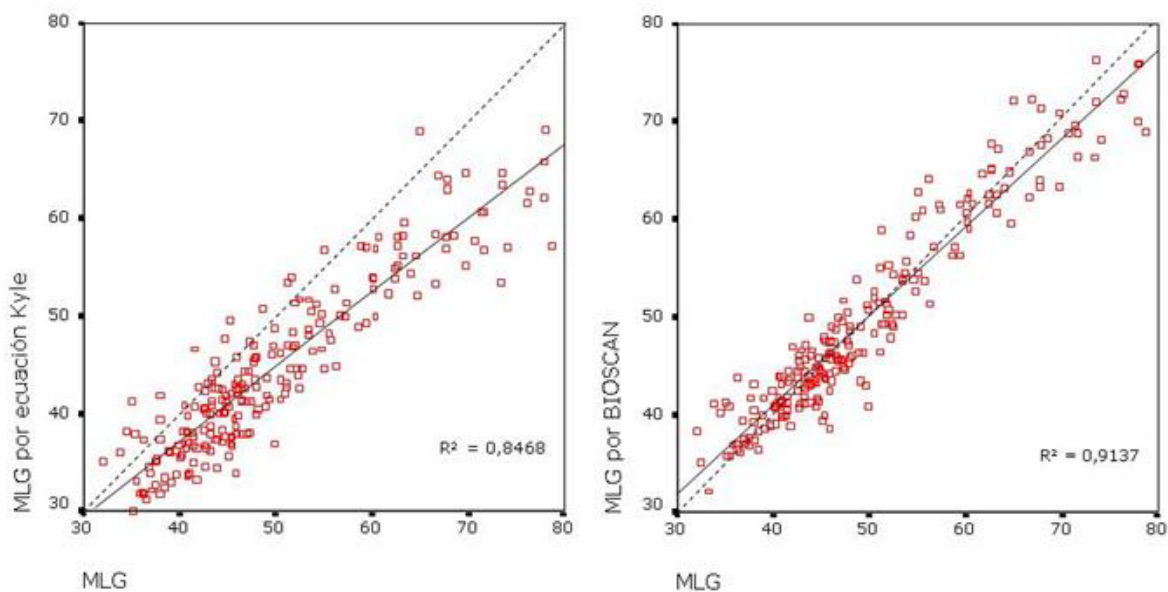


Figura 88. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Kyle y cols. y BIOSCAN frente a DEXA.

Anteriormente se evaluó el modelo de Segal y cols. desarrollado para el sexo femenino comparándolo con la ecuación global desarrollada para BIOSCAN aplicada a nuestra población femenina; a continuación se evalúa el modelo de Segal y cols.(209) para varones (Tabla 14) comparándolo con el modelo de BIOSCAN aplicado a los pacientes de sexo masculino.

Resultados

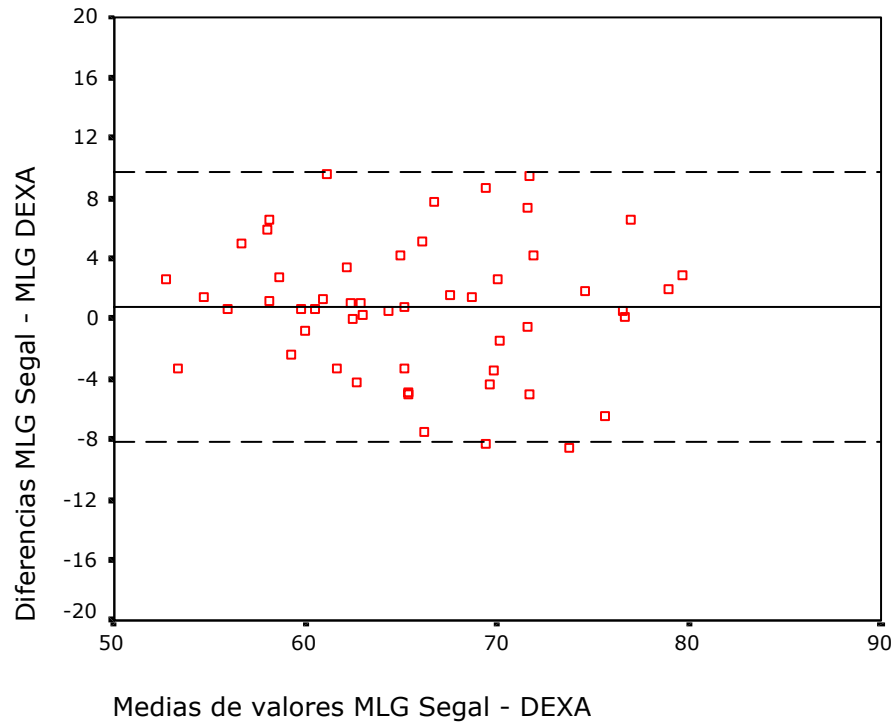


Figura 89. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Segal y cols. en varones.

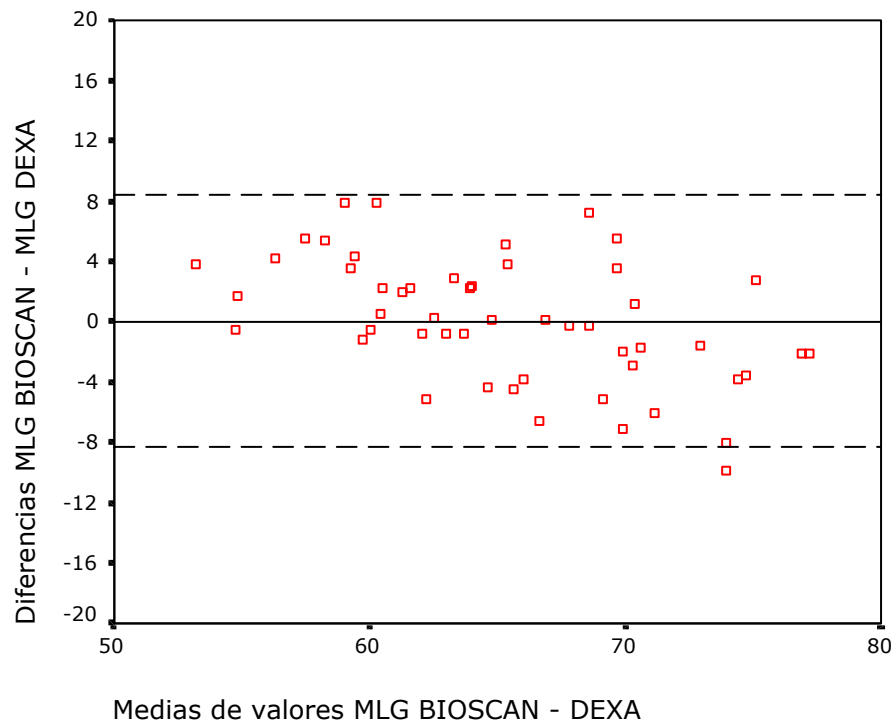


Figura 90. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de BIOSCAN global en varones.

Como se observa en las Figuras 89 y 90, existe poca discrepancia entre el modelo de Segal y el modelo de BIOSCAN global aplicado a la

población masculina, aunque con menor error medio y un intervalo de concordancia algo menor en el caso de la ecuación para BIOSCAN; el modelo de Segal presenta una sobrestimación media de 0,7552 Kg para la MLG respecto a la técnica de referencia, y para BIOSCAN resulta una sobrestimación media de 0,0588 Kg.; sin embargo la dependencia de los valores de MLG fue más acusada en el modelo para BIOSCAN aplicado a varones, ya que presentaba una mayor tendencia a la infraestimación en los sujetos con mayor contenido en MLG, que el modelo desarrollado por Segal para varones.

En cuanto a la valoración de las rectas de regresión (Figura 91), también se observan pocas diferencias en cuanto al error y la precisión, con una discreta superioridad en la precisión para el modelo de BIOSCAN, si bien en el modelo de Segal se observa menos error, la diferencia no es importante.

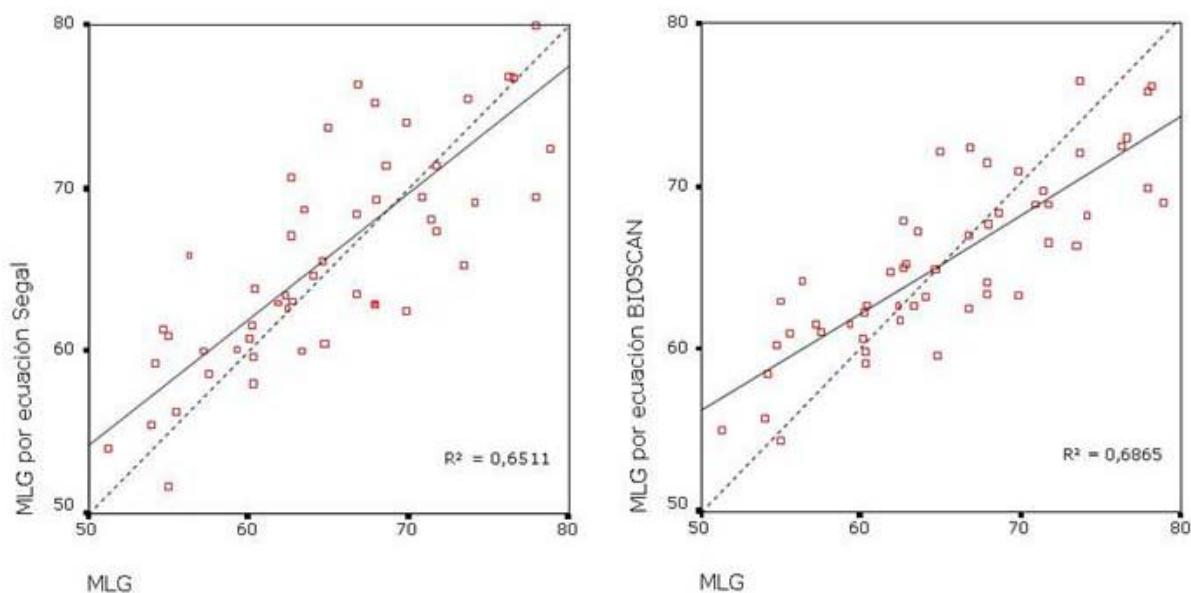


Figura 91. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Segal y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.

Asimismo, al aplicar el modelo desarrollado por Sun y cols.(216) a los pacientes de sexo masculino (Tabla 14), aunque las diferencias son poco importantes, resulta una sobrestimación media de 1,1287 Kg. para la

MLG, superior al modelo de Segal y BIOSCAN (Figura 92), y también se observa una dependencia de los valores de MLG, con mayor sobreestimación en valores bajos de MLG y mayor infraestimación en valores altas de MLG.

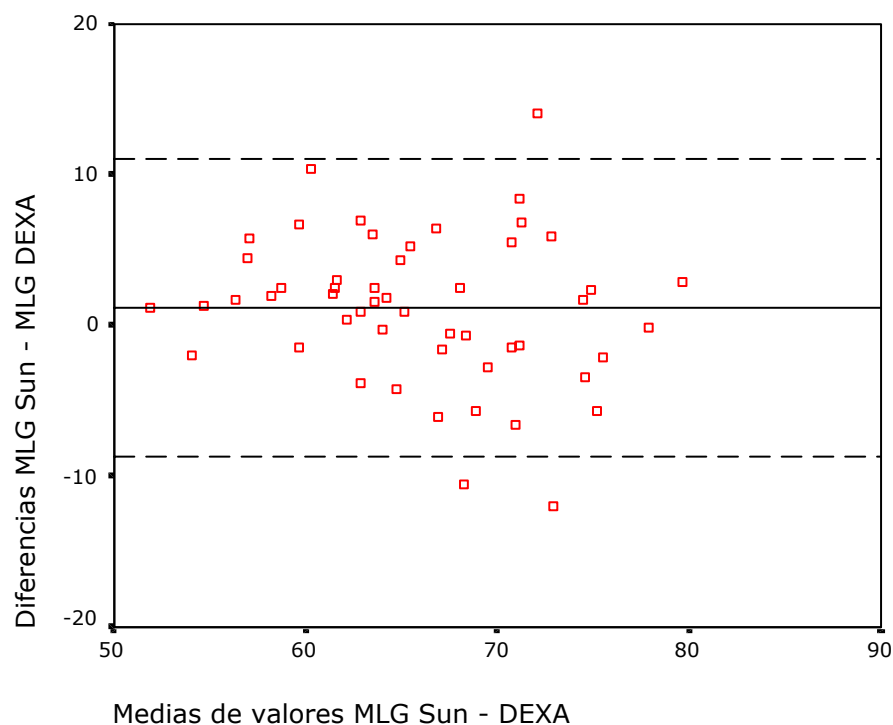


Figura 92. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Sun y cols. en varones.

La valoración gráfica de la recta de regresión muestra que (Figura 93) presenta mayor error y menor precisión que en el caso de la ecuación de Segal y BIOSCAN.

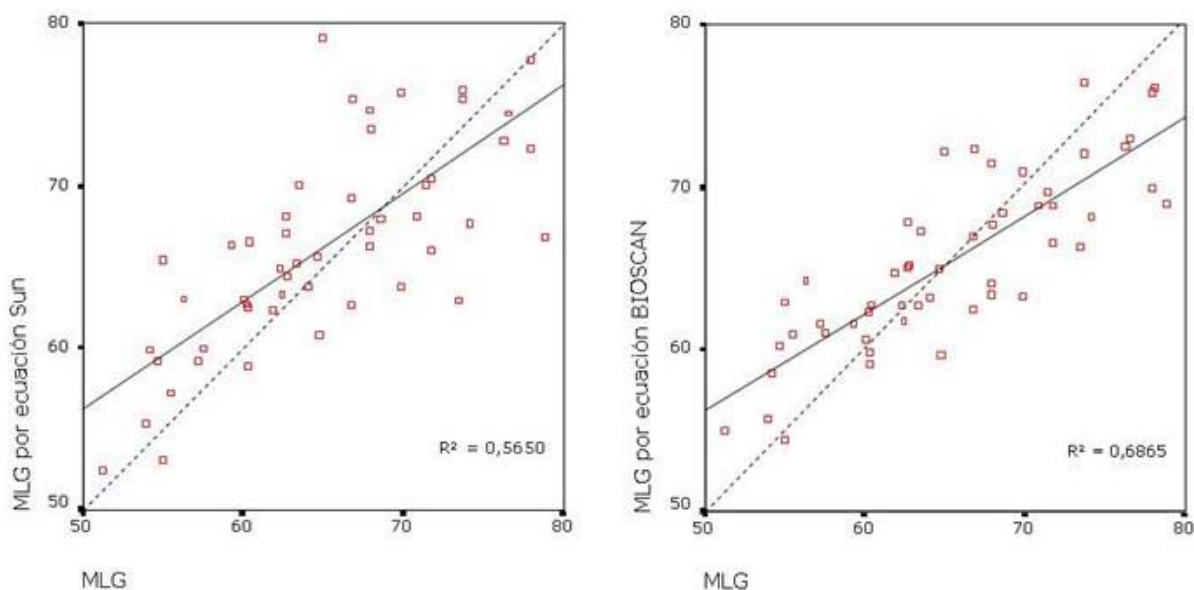


Figura 93. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Sun y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.

A continuación se analizan los modelos específicos por sexos de Deurenberg y cols, Gray y cols., Lukaski y cols., Heitmann y cols. y Guo y cols. (Tablas 14 y 15).

Además de los modelos globales de Deurenberg mencionados anteriormente, se han publicado otras dos ecuaciones basadas en BIA para estimar MLG en pacientes de sexo masculino y femenino(298). La ecuación desarrollada para varones aplicada a nuestra población muestra que infraestima la MLG en un valor medio de 6,5613 Kg., con desviaciones más acusadas en los sujetos con valores elevados de MLG (Figura 94).

Resultados

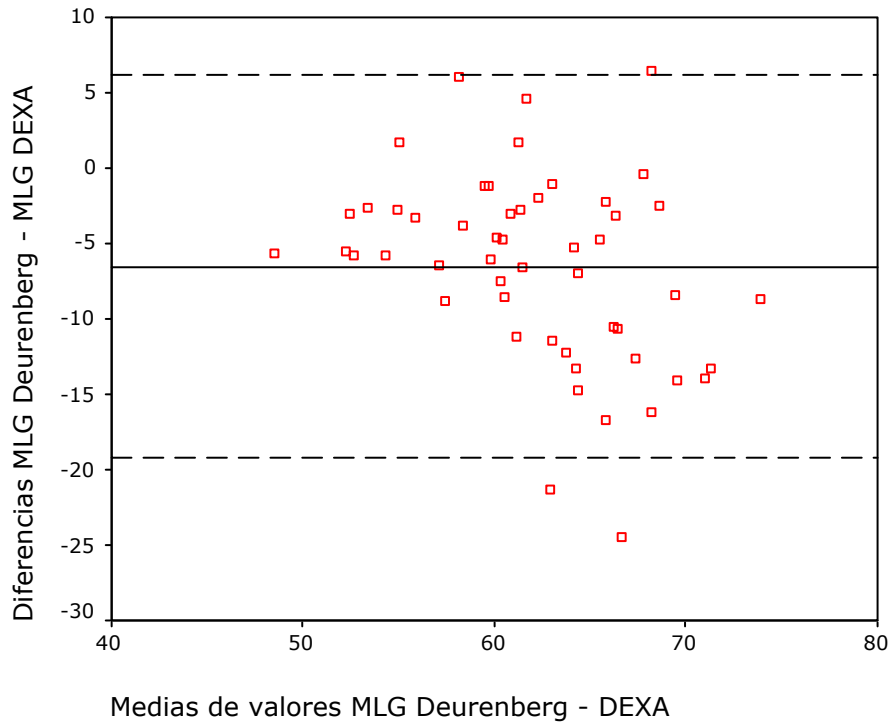


Figura 94. Análisis Bland-Altman para la ecuación de Deurenberg y cols. en varones.

En la comparación de las rectas de regresión vemos que el error del modelo de Deurenberg y cols. es considerablemente superior y la precisión muy inferior al modelo de BIOSCAN global aplicado a los pacientes varones (Figura 95).

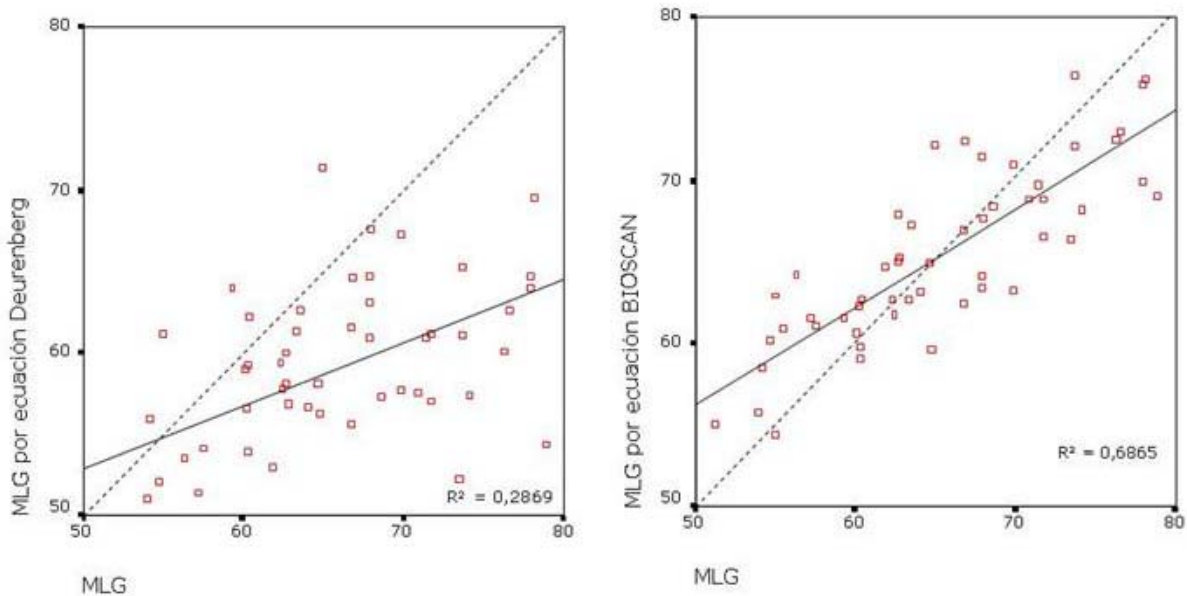


Figura 95. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Deurenberg y cols. y BIOSCAN global en varones.

El modelo desarrollado para mujeres (Figura 96), infraestima la MLG con un valor medio de 0,9018 Kg., y muestra tendencia a mayor infraestimación cuanto mayor es el contenido en MLG, en relación al valor de MLG por técnica de referencia.

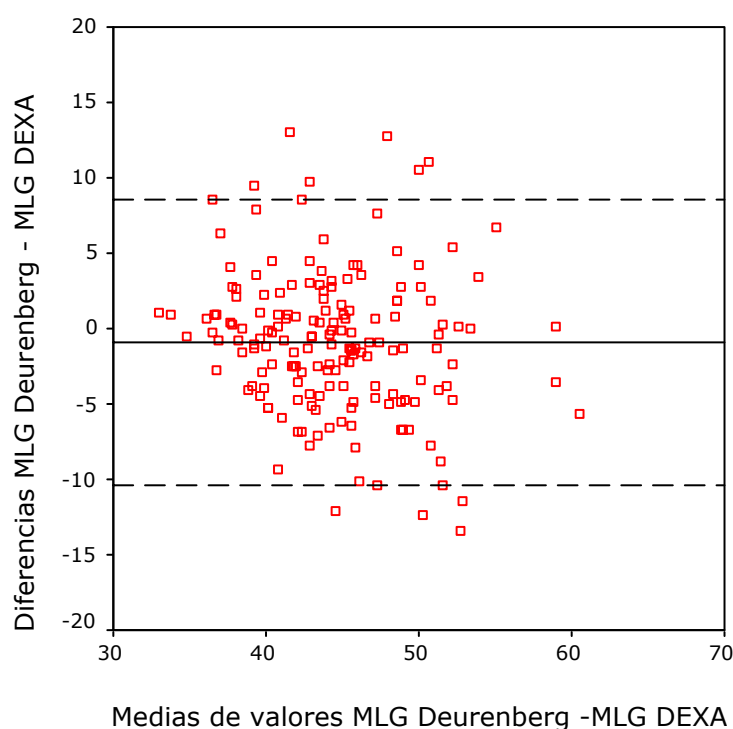


Figura 96. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Deurenberg y cols. en mujeres.

Las rectas de regresión, muestran que la precisión de la ecuación de Deurenberg y cols. es inferior al modelo de BIOSCAN, con un error superior, según se aprecia en el análisis gráfico de la figura 97.

Resultados

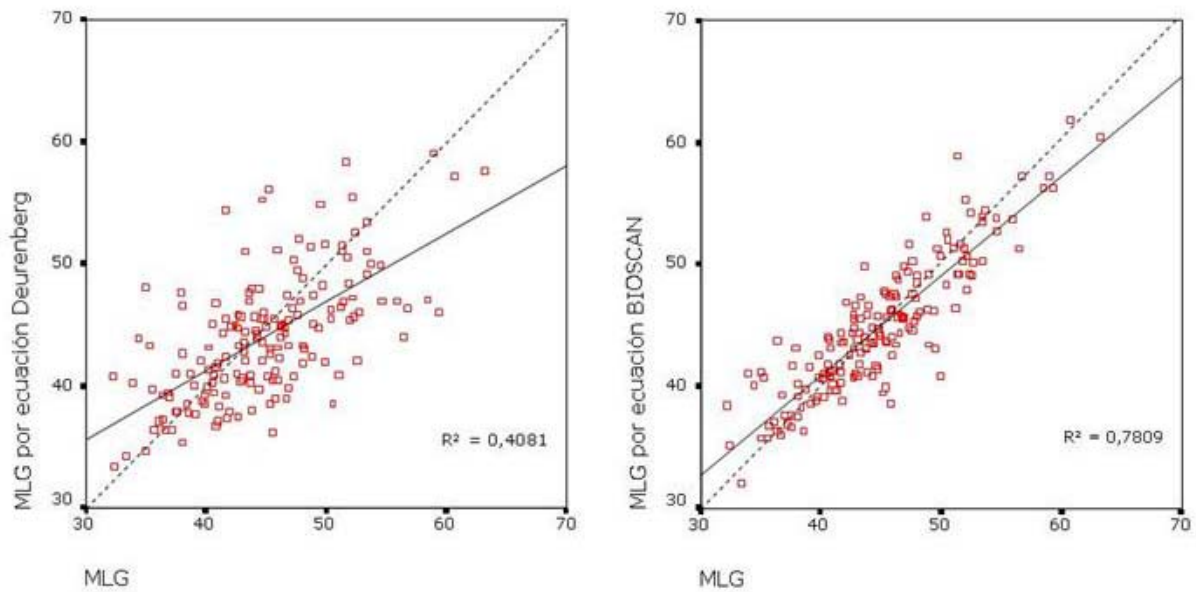


Figura 97. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Deurenberg y cols. y BIOSCAN global en mujeres.

Gray y cols. desarrollaron un modelo para varones y otro en mujeres no obesas(294). El modelo para varones aplicado a nuestra población mostró que infraestima la MLG en -2,5052 Kg., con diferencias más acusadas en los sujetos con valores elevados de MLG (Figura 98).

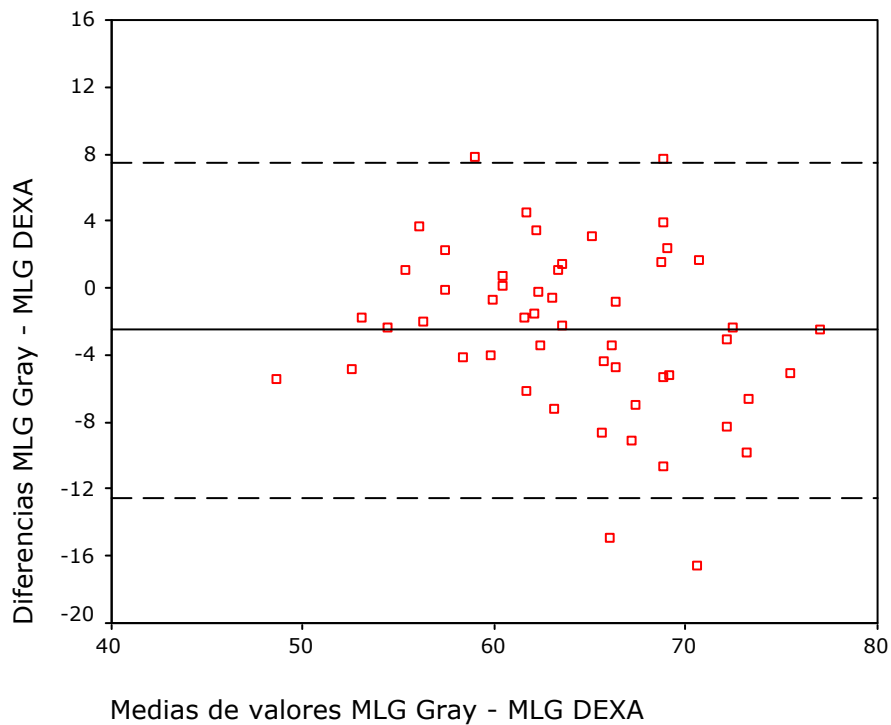


Figura 98. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Gray y cols. en varones.

Al comparar las rectas de regresión se observa que existe menor precisión y mayor error en caso del modelo de Gray y cols., aunque no se evidencian grandes diferencias en ambos conceptos, el análisis favorece al modelo de BIOSCAN, (Figura 99).

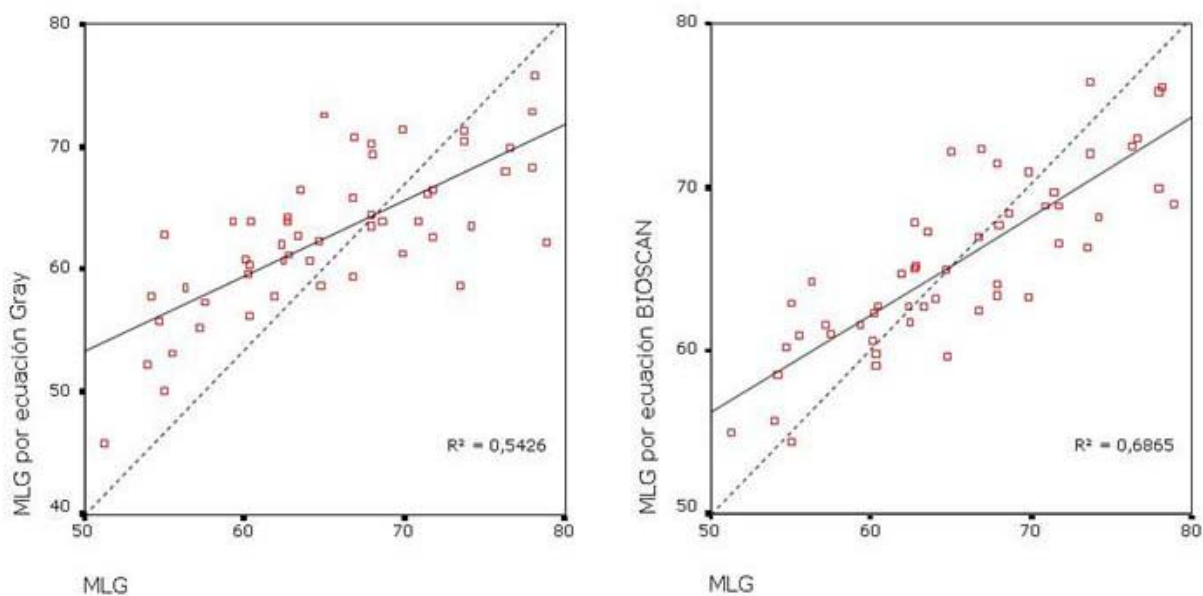


Figura 99. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Gray y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.

El modelo desarrollado para mujeres no obesas aplicado a nuestra muestra presenta una buena estimación de la MLG en comparación con la técnica de referencia, con un error medio de 0,4772 Kg., menor que en el caso del modelo de Gray para mujeres obesas analizado anteriormente; también existe un patrón significativo en relación al contenido de MLG (Figura 100), con mayores cifras de infraestimación en valores elevados de MLG.

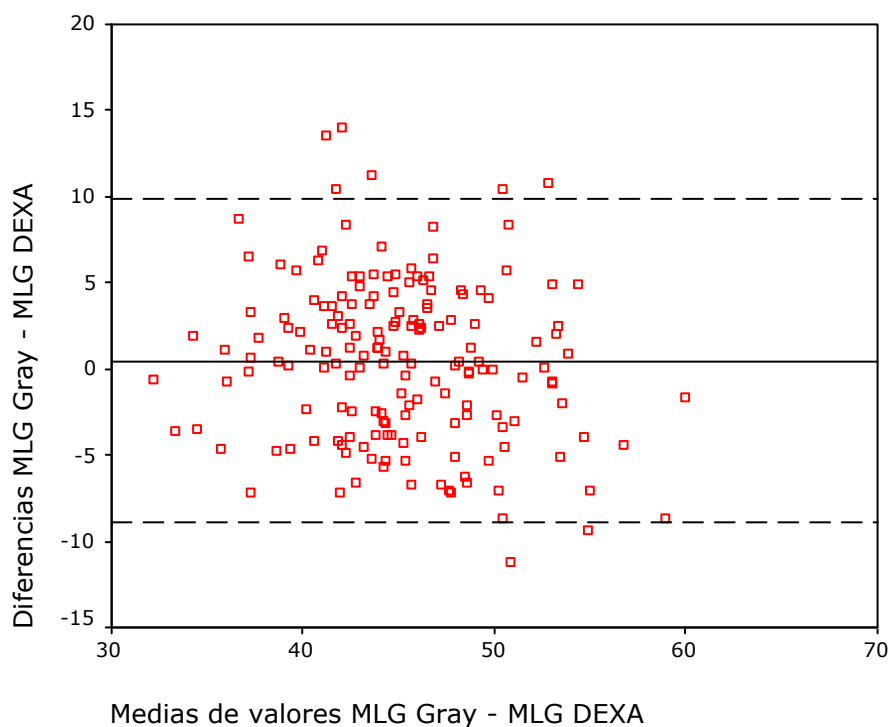


Figura 100. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Gray y cols. para no obesas en mujeres.

El análisis gráfico del modelo de regresión muestra unas considerables diferencias respecto al modelo de BIOSCAN, con mayor error y menor precisión que este, (Figura 101), siendo mayores estas diferencias que en el caso del modelo de Gray y cols. para mujeres obesas.

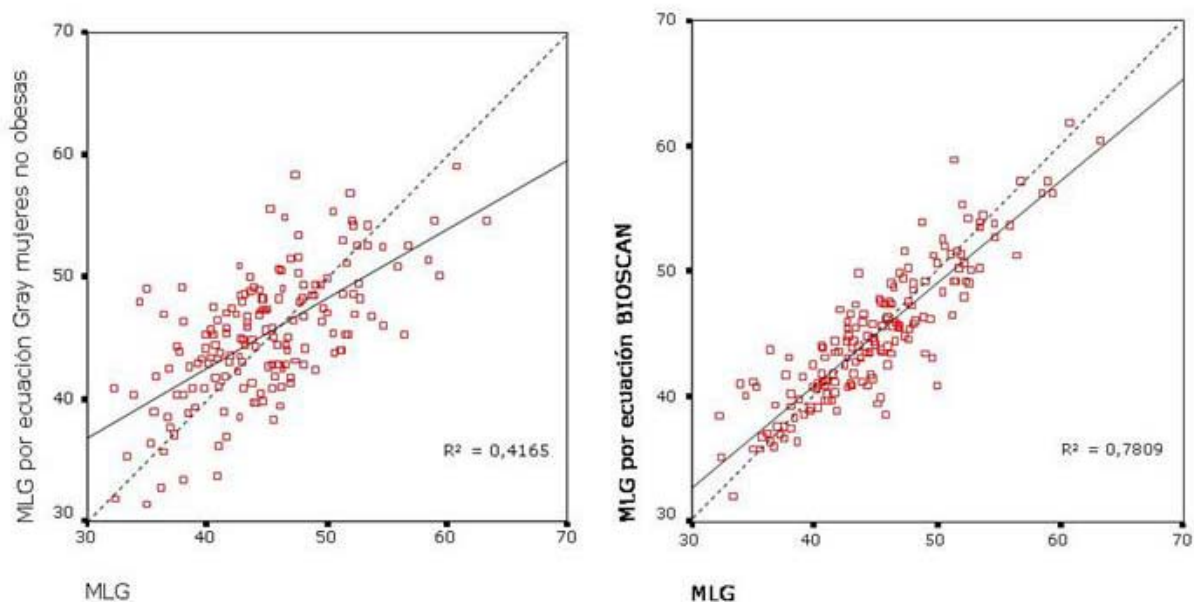


Figura 101. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Gray y cols. para no obesas y BIOSCAN global en mujeres.

El modelo de Lukaski y cols.(228) para varones muestra una infraestimación media en la MLG de -5,7637 Kg., con mayor dispersión de valores en los pacientes con MLG elevada (Figura 102).

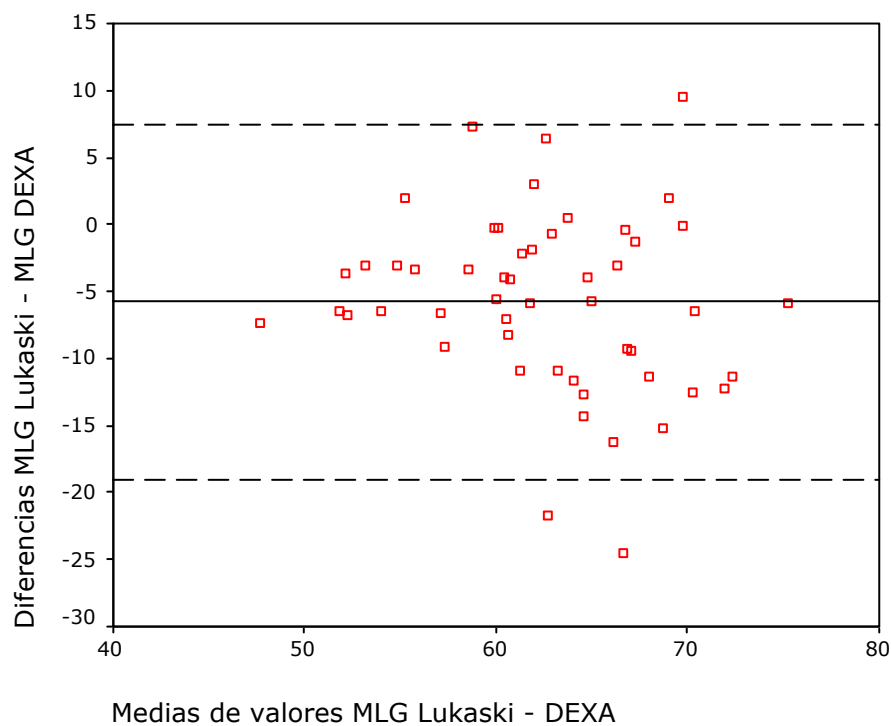


Figura 102. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Lukaski y cols. en varones.

El modelo de regresión de Lukaski tiene una precisión bastante inferior, y mayor error que el modelo de BIOSCAN (Figura 103).

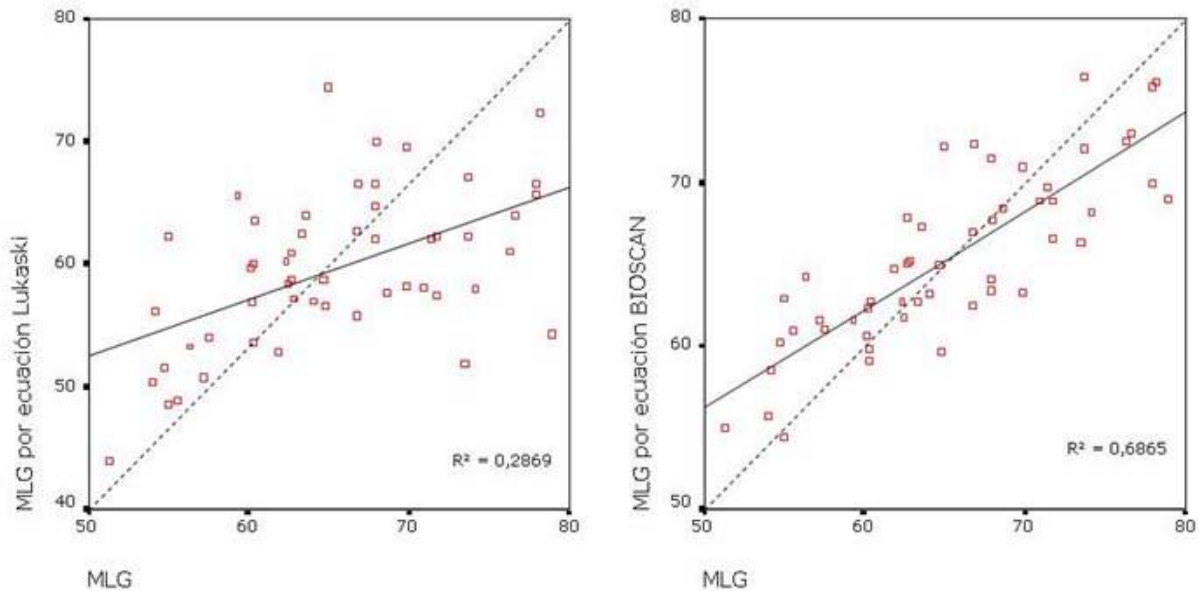


Figura 103. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Lukaski y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.

En el modelo desarrollado para el sexo femenino(228) observamos que, (Figura 104), el error medio de estimación es mucho menor que en el caso de los varones, con un error de 0,7128 Kg., sin mostrar tendencia en relación con los valores de MLG; sin embargo, de forma similar al modelo para varones, este modelo presenta un rango de valores más amplio que el modelo BIOSCAN global aplicado por separado a ambos sexos, lo que disminuye su validez, esto podría estar influenciado porque los modelos de Lukaski y cols. no incluyen el peso y talla como variables predictoras de la MLG.

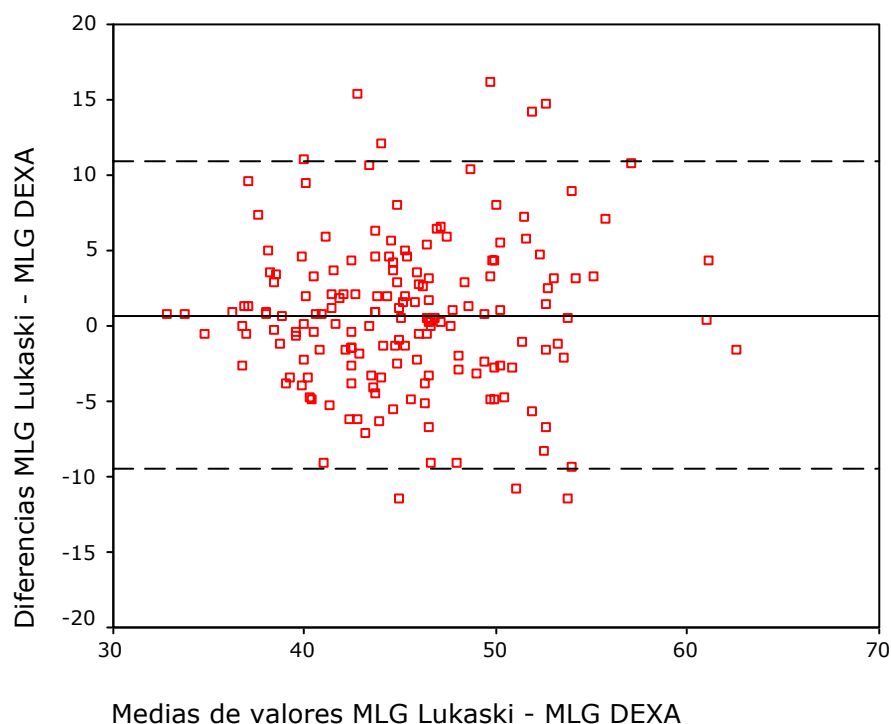


Figura 104. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Lukaski y cols. en mujeres.

La ecuación de regresión de Lukaski y cols. también es menos precisa y con mayor error que el modelo de BIOSCAN global aplicado a las pacientes de sexo femenino, aunque estas diferencias no son tan acusadas como las observadas para los varones (Figura 105).

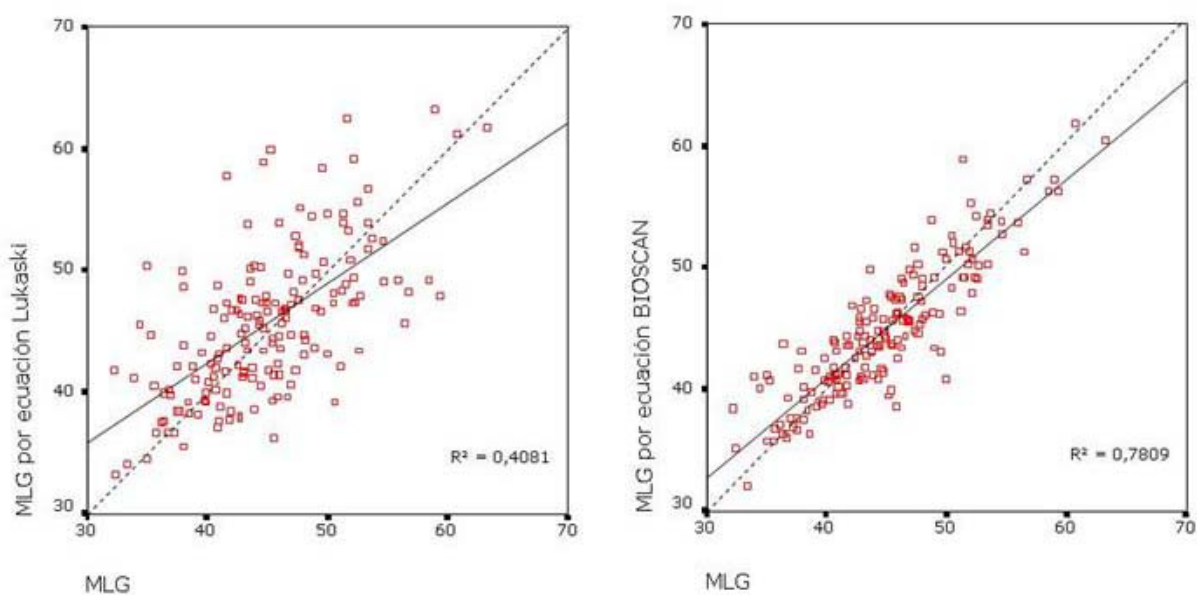


Figura 105. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Lukaski y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.

Para finalizar el análisis de las ecuaciones diferenciadas por sexo analizamos los modelos de A de Heitmann, Guo y cols. empleado en la obtención de los datos de CC en el estudio NHANES III(16) Kotler y cols., Wang y cols. y B de Heitmann (Tablas 14 y 15). En la ecuación A de Heitmann(224) para varones aplicada a nuestra muestra de sujetos de sexo masculino, se observa una infraestimación media de 2,1553 Kg. en el valor de la MLG, con errores más elevados en los sujetos con alto contenido de MLG (Figura 106).

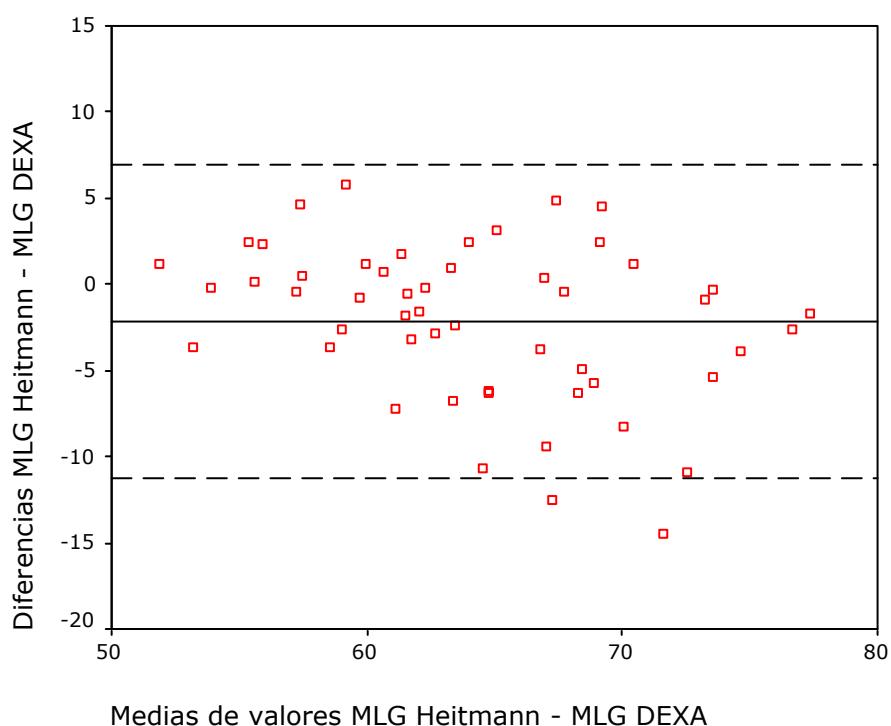


Figura 106. Análisis de Bland-Altman para la ecuación A de Heitmann en varones.

El modelo de regresión muestra menor precisión y mayor error comparado con el modelo para BIOSCAN (Figura 107), aunque las diferencias no son de gran magnitud.

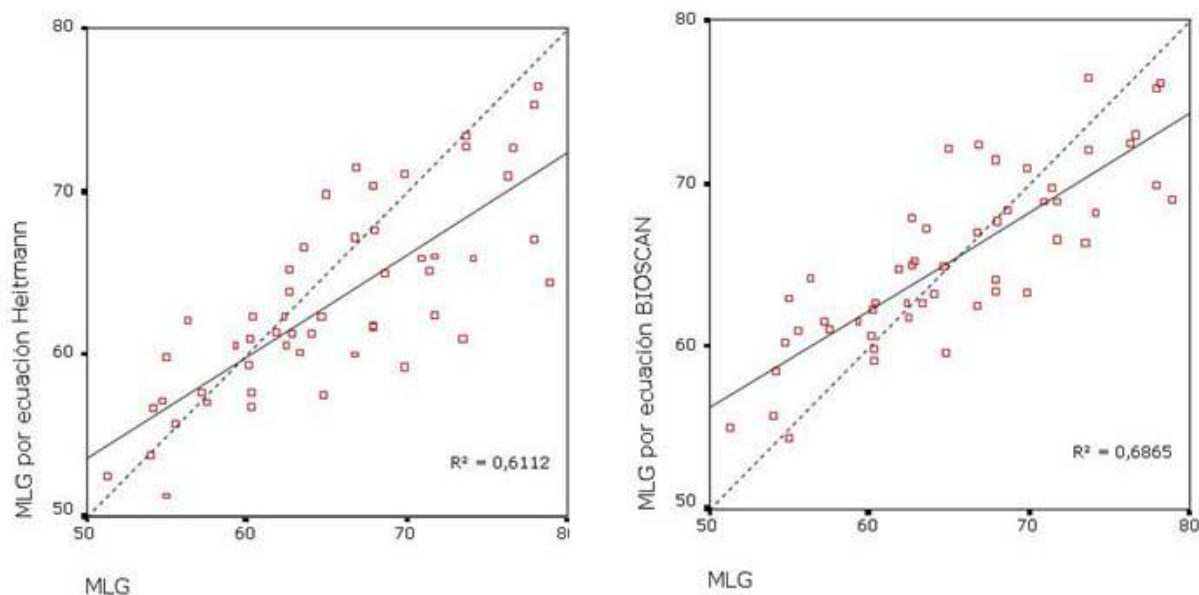


Figura 107. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones A de Heitmann y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.

En el caso del modelo A de Heitmann(224) para mujeres (Tabla 14) observamos que existe una sobreestimación media de 1,0596 Kg. con tendencia a infraestimación más acusada en sujetos con alto contenido en MLG estimado por DEXA (Figura 108); y mayor error y menor precisión que el modelo desarrollado para BIOSCAN, (Figura 109).

Resultados

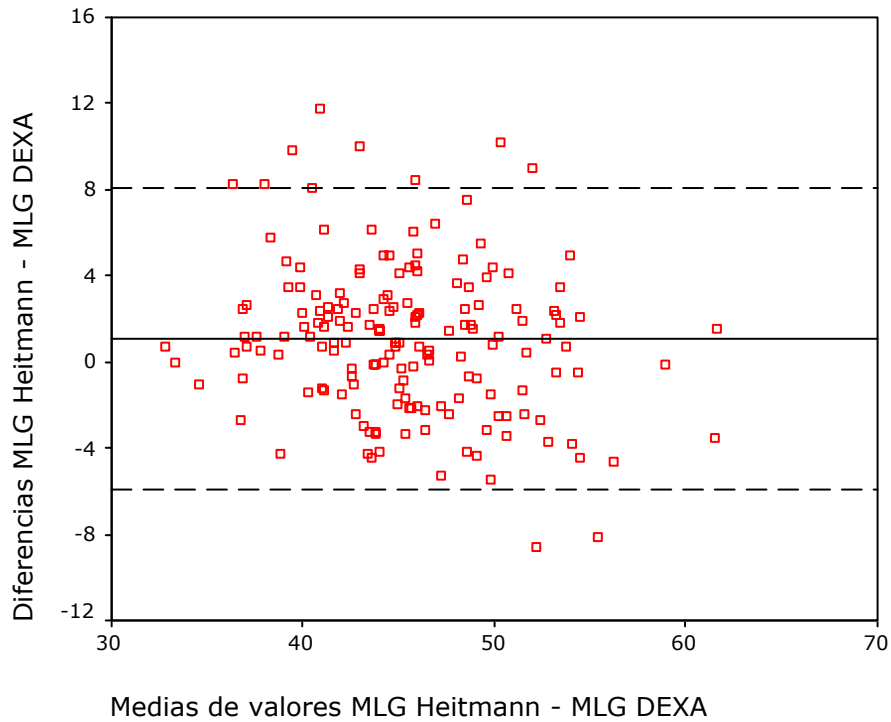


Figura 108. Análisis de Bland-Altman para la ecuación A de Heitmann en mujeres.

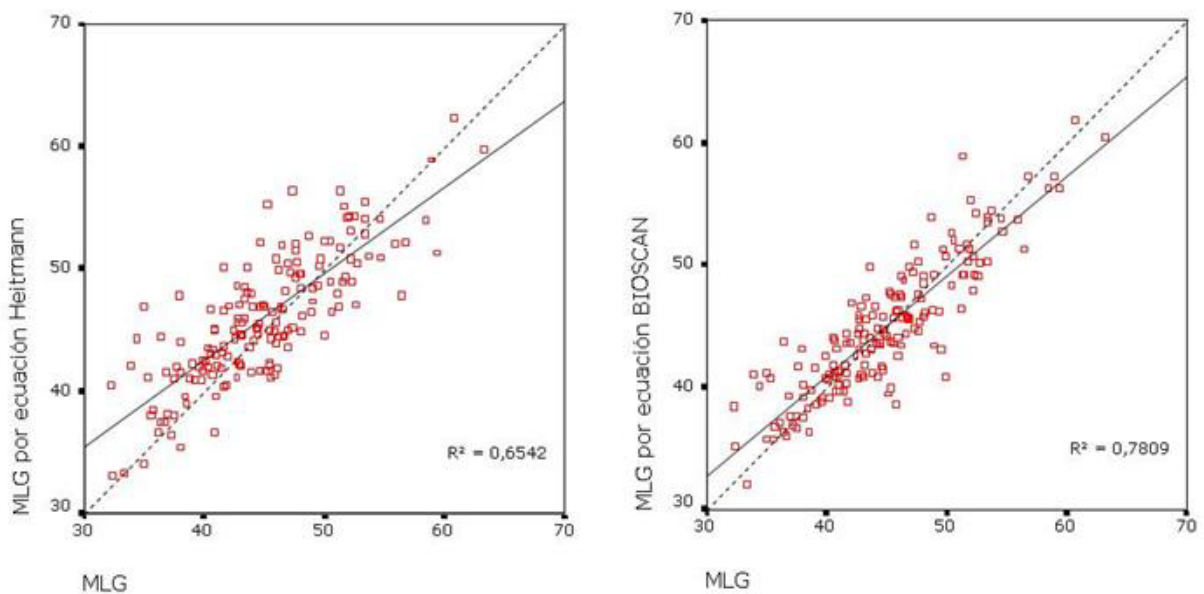


Figura 109. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones A de Heitmann y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.

El modelo de Guo y cols.(16) para mujeres presenta una sobreestimación media de 2,3318 Kg. de MLG (Figura 110), y menor precisión y mayor error que la ecuación para BIOSCAN (Figura 111).

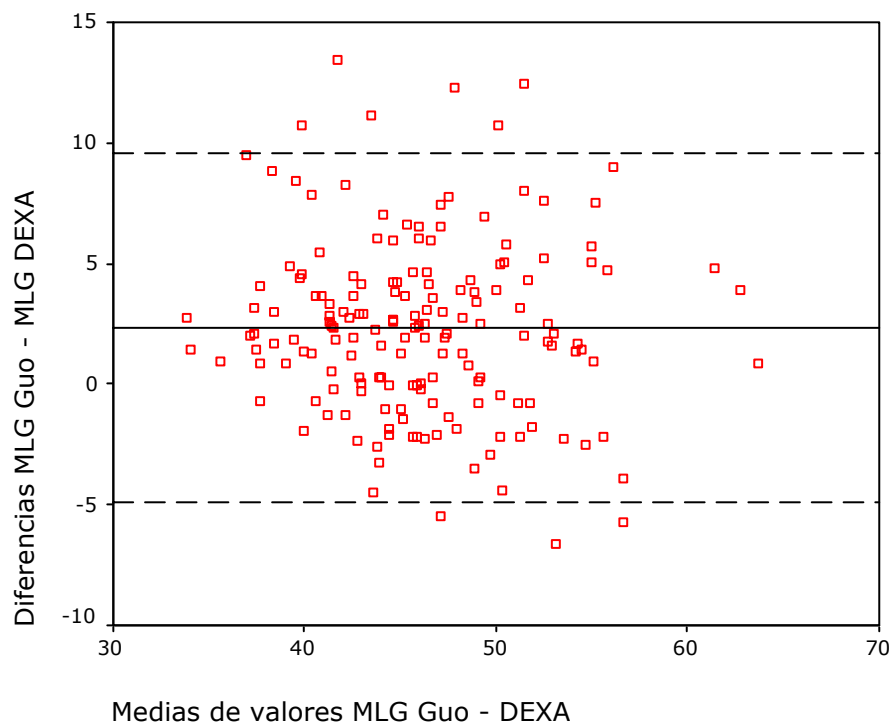


Figura 110. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Guo y cols. en mujeres.

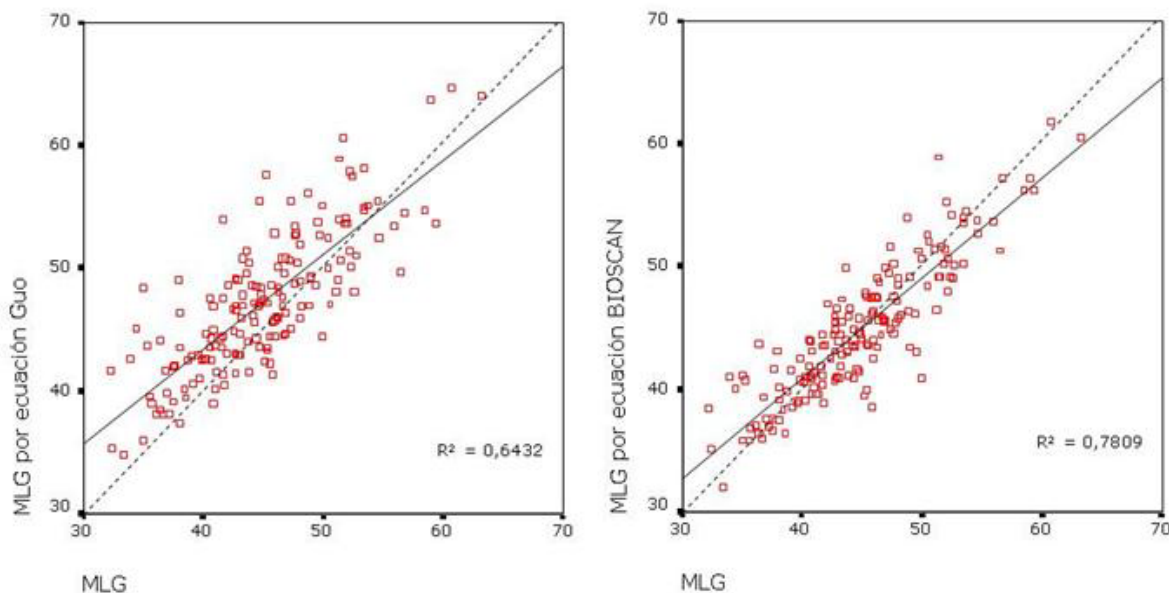


Figura 111. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Guo y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.

En el caso del modelo de Guo y cols.(16) para varones se observa una infraestimación media de 0,8168 Kg. en la MLG (Figura 112), con

Resultados

menor precisión y mayor error en el análisis gráfico de la recta de regresión, de forma similar a los sujetos de sexo femenino (Figura 113).

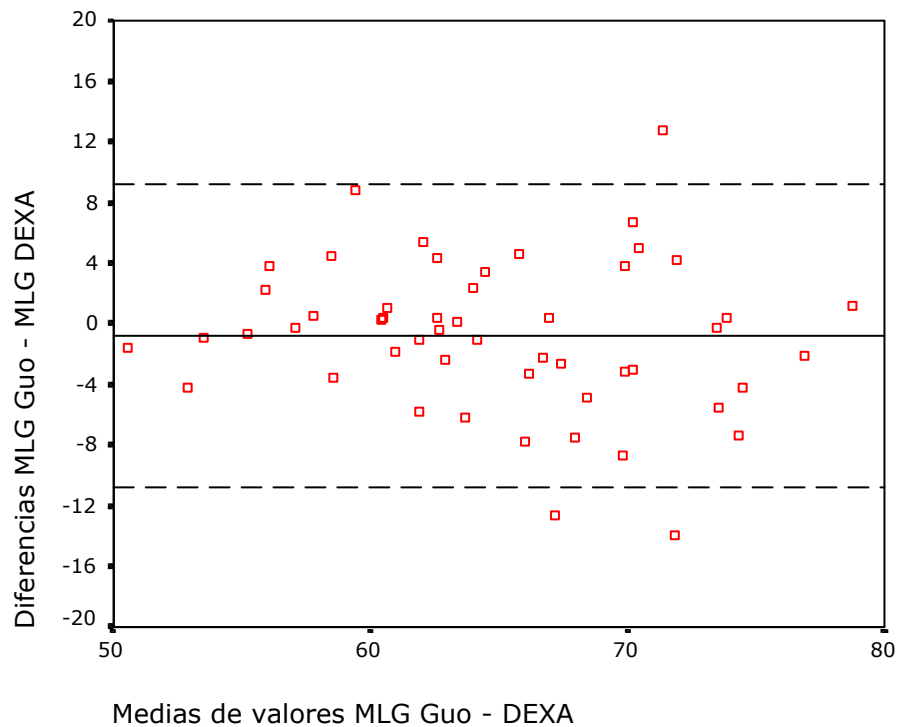


Figura 112. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Guo y cols. en varones.

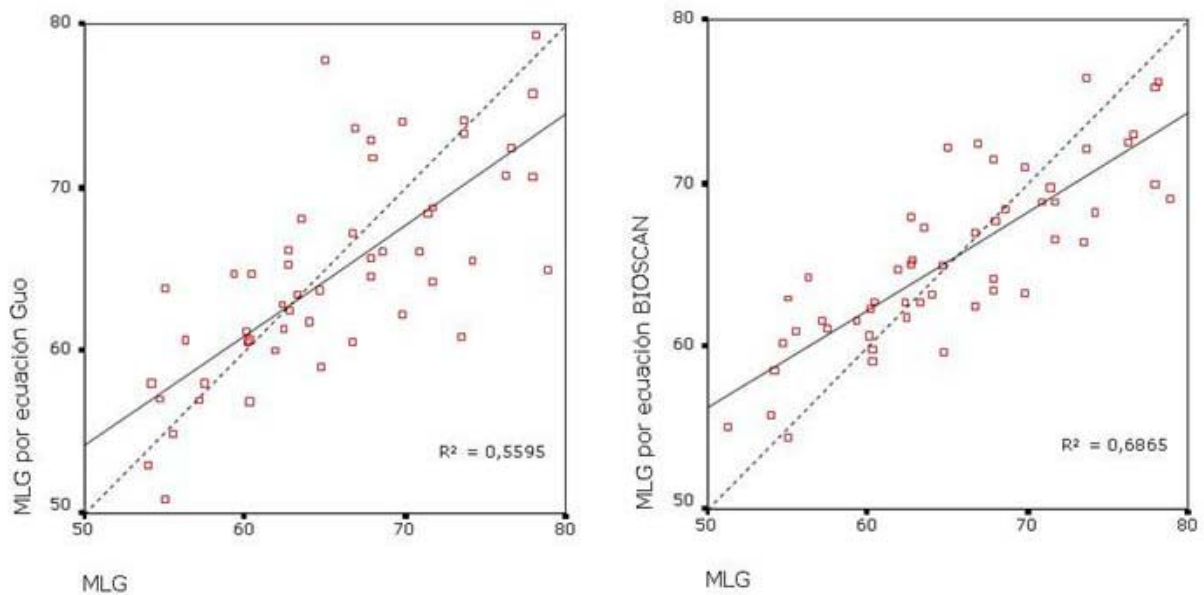


Figura 113. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Guo y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.

Los modelos de Guo, de forma similar a las ecuaciones de Lukaski y cols., no muestran tendencia significativa en relación a los valores de la MLG, pero presentan un error medio y rango de errores más elevado que en el caso del modelo global de BIOSCAN.

Para finalizar con las ecuaciones específicas por sexos se analizan los modelos publicados por Kotler y cols., B de Heitmann y Wang y cols.

La ecuación desarrollada por Kotler y cols.(191) (Tabla 15), para mujeres muestra una sobreestimación de 2,4024 Kg. para la MLG (Figura 114) y tendencia a la infraestimación en los valores elevados de MLG.

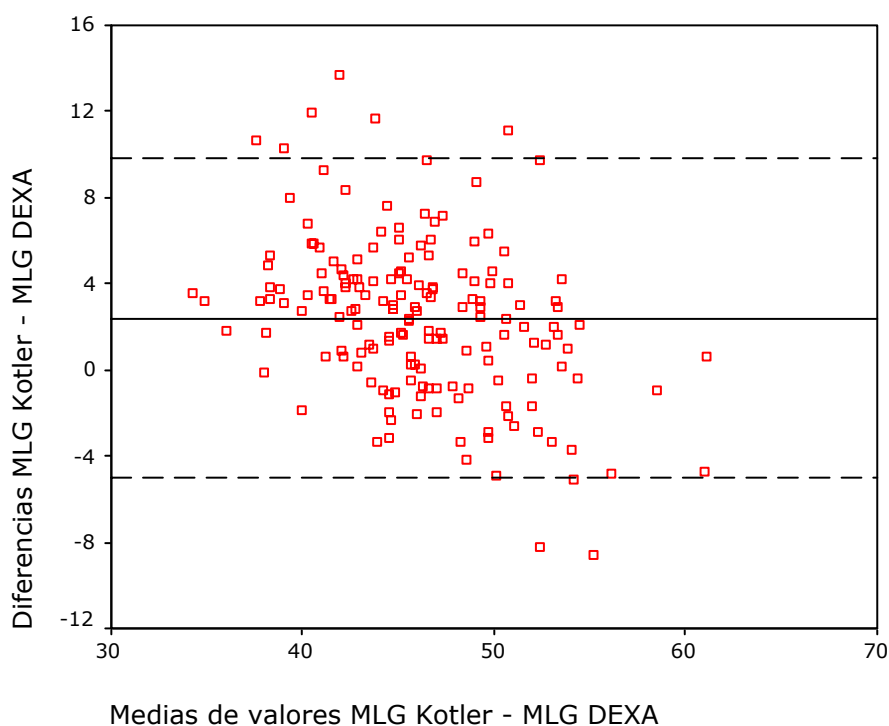


Figura 114. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Kotler y cols. en mujeres.

En los gráficos de regresión se observa mejor ajuste para la ecuación desarrollada para BIOSCAN con menor error y mayor precisión que el modelo de Kotler y cols. (Figura 115)

Resultados

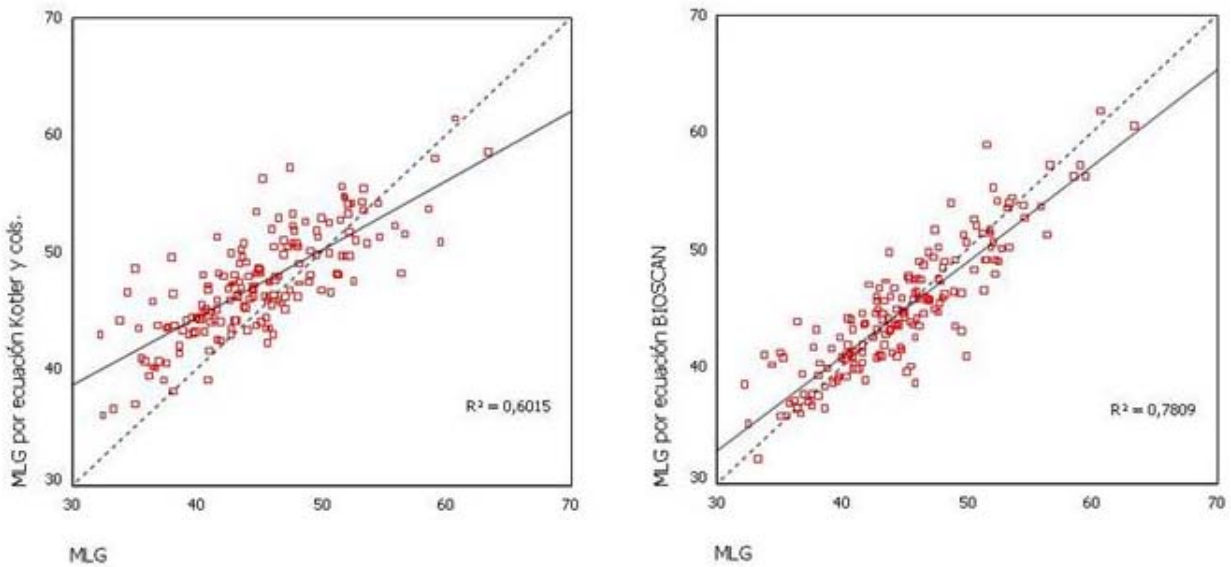


Figura 115. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Kotler y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.

En el caso del modelo de Kotler y cols. para varones la sobreestimación para la MLG es mayor, con un valor medio de 5,2270 Kg. y tendencia no significativa relacionada con los valores de MLG (Figura 116).

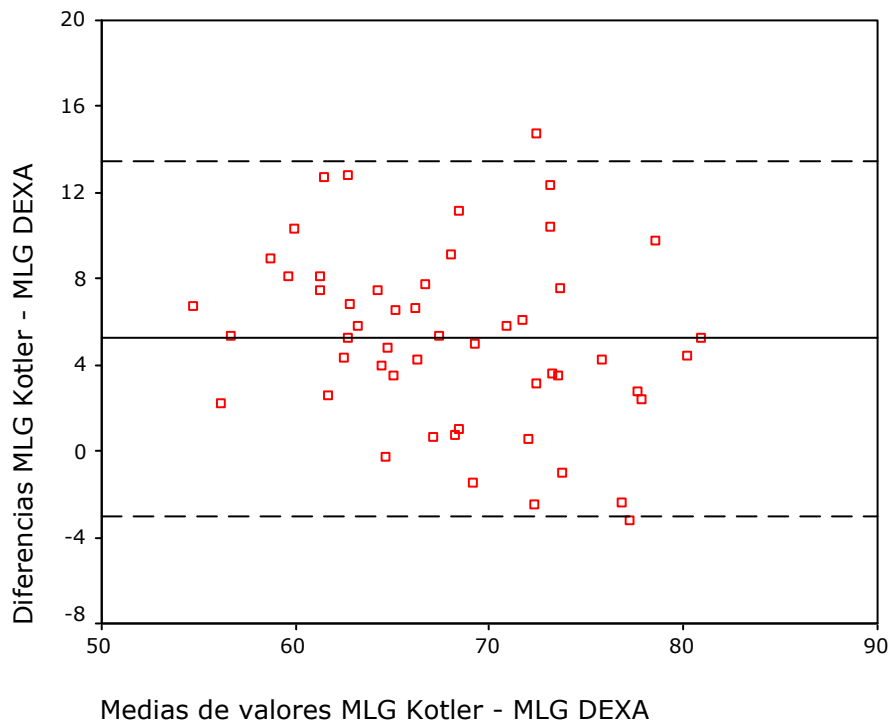


Figura 116. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Kotler y cols. en varones.

En el análisis de las rectas de regresión el comportamiento del modelo de Kotler y cols. y el de BIOSCAN es similar en cuanto a error y precisión, sin embargo se observa mayor error por sobreestimación en el caso de Kotler, como ya se describió en el párrafo anterior (Figura 117)

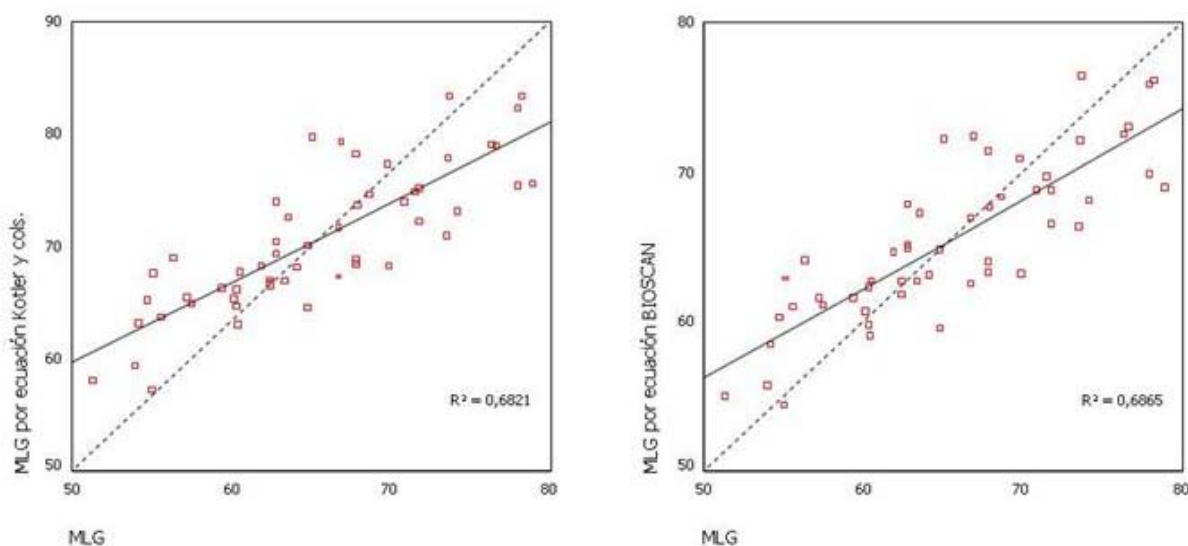


Figura 117. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Kotler y cols. y BIOSCAN global en varones frente a DEXA.

El modelo B de Heitmann para mujeres y varones(618), presentó, en el caso de las mujeres, una sobreestimación para la MLG de 3,3564 Kg., mayor que el modelo A comentado anteriormente, y también con tendencia a infraestimar la MLG a medida que aumentan sus valores (Figura 118).

La figura 119 muestra que el modelo de Heitmann para mujeres presenta mayor desajuste que el modelo global para BIOSCAN con mayor error y menor precisión.

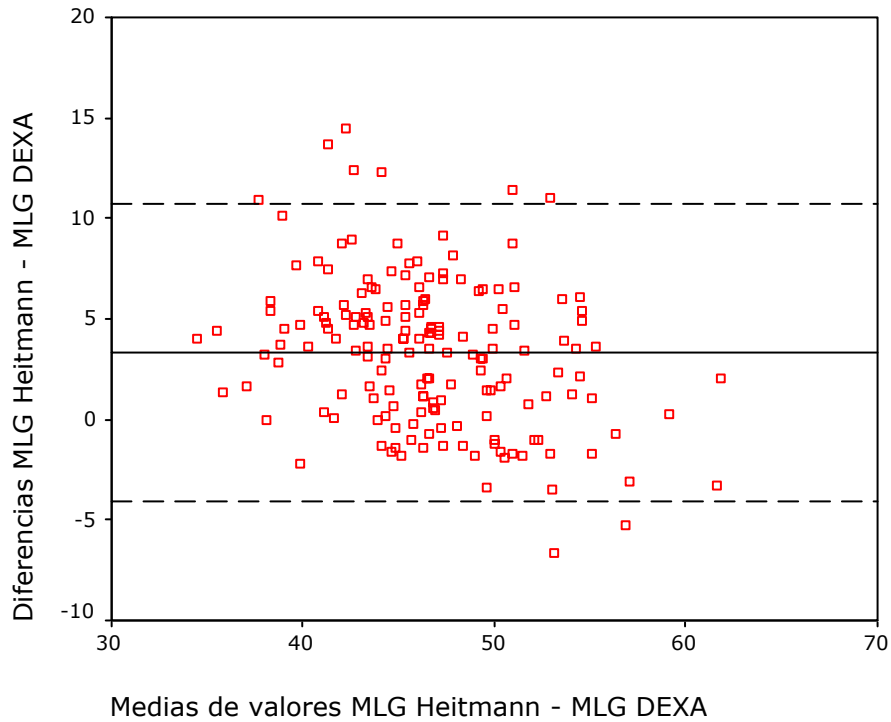


Figura 118. Análisis de Bland-Altman para la ecuación B de Heitmann en mujeres.

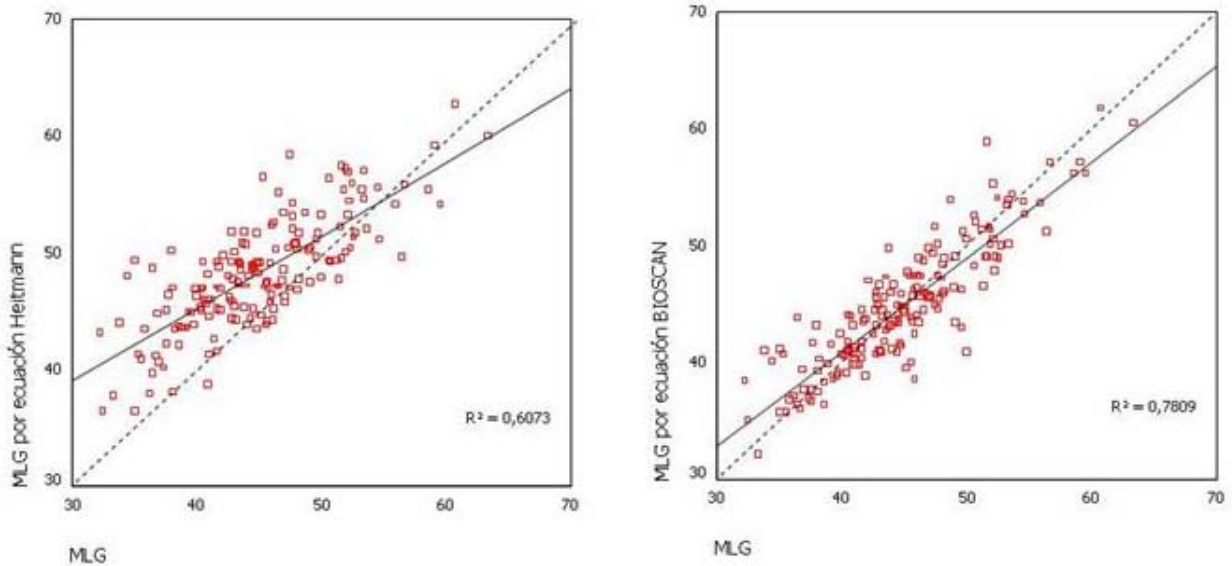


Figura 119. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones B de Heitmann y BIOSCAN global en mujeres frente a DEXA.

El modelo de Heitmann para varones (Figura 120) muestra un valor medio de infraestimación para la MLG de 0.0449 Kg., similar al obtenido para BIOSCAN en la muestra de desarrollo y aplicado a varones, aunque

con unos límites de concordancia con la MLG por DEXA más amplios que en el caso del modelo global para BIOSCAN.

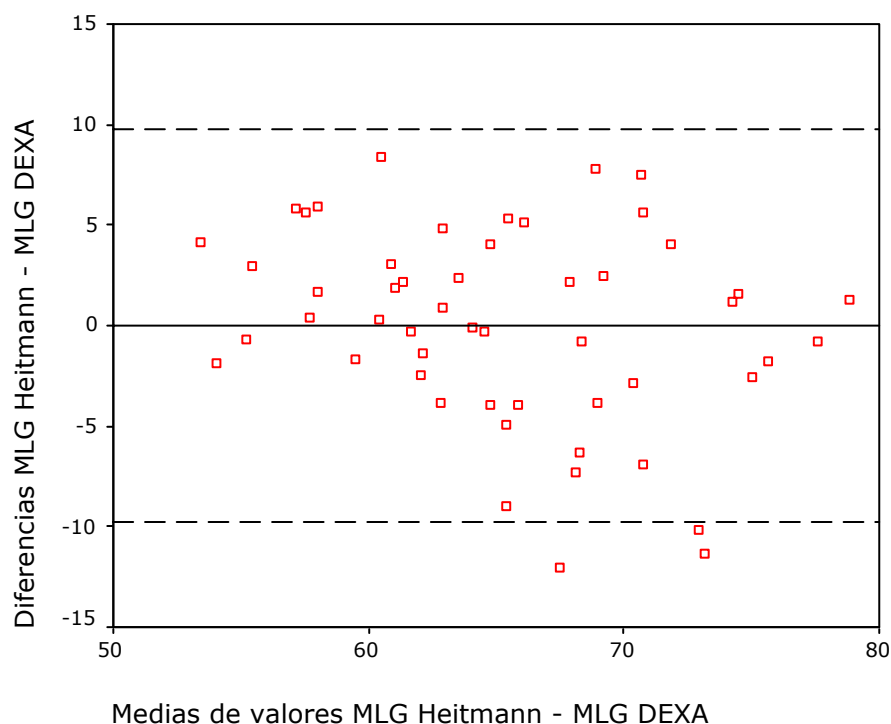


Figura 120. Análisis de Bland-Altman para la ecuación B de Heitmann en varones.

Los gráficos de regresión muestran que el modelo de Heitmann presenta un error similar al modelo global para BIOSCAN aplicado a los varones pero con menor precisión (Figura 121).

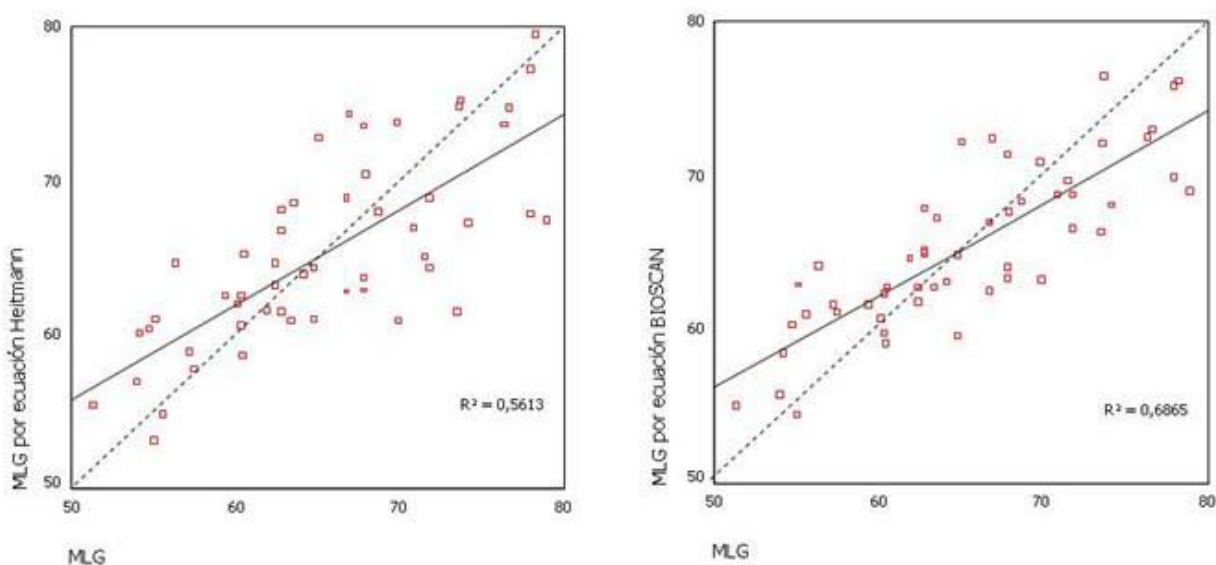


Figura 121. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones B de Heitmann y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.

La ecuación para sexo femenino de Wang y cols.(639) (Tabla 15) aplicada a nuestra muestra de mujeres con sobrepeso, muestra una infraestimación media de 1,089 Kg., con tendencia a aumentar el error por infraestimación en los sujetos con valores elevados de MLG; el análisis gráfico de los modelos también demuestra mayor error y menor precisión que la ecuación global para BIOSCAN aplicada a las pacientes de sexo femenino (Figuras 122 y 123).

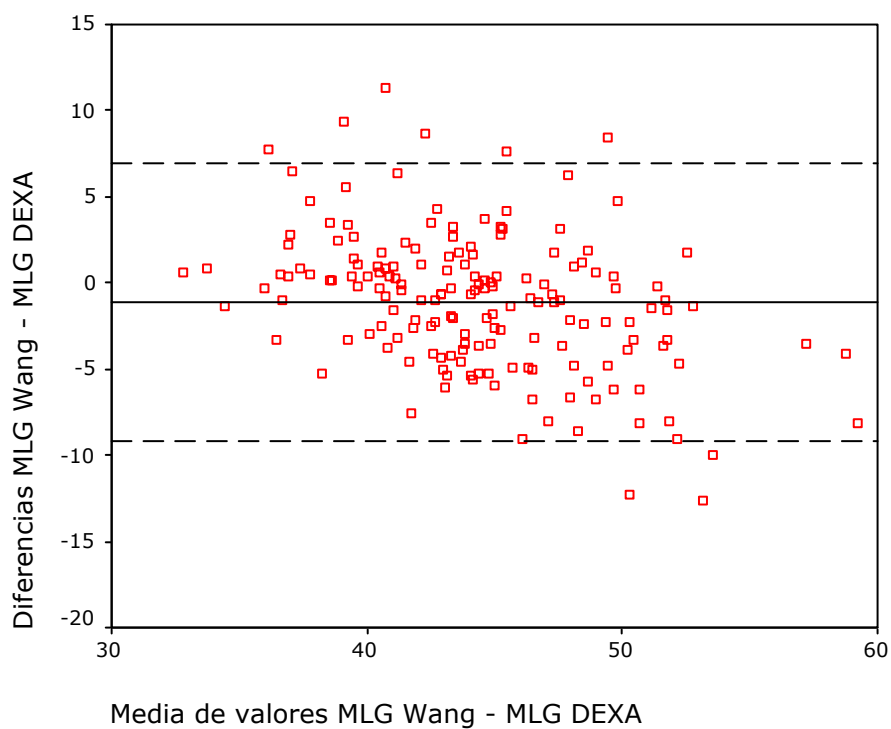


Figura 122. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Wang y cols. en mujeres.

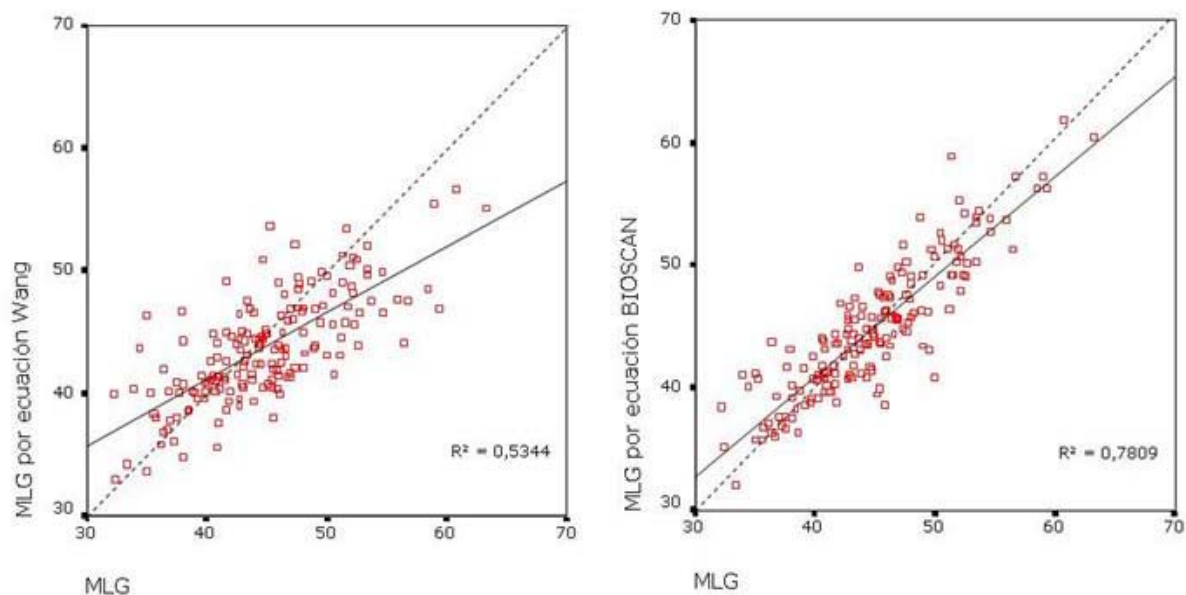


Figura 123. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Wang. y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.

En los pacientes de sexo masculino el modelo de Wang y cols.(639) para varones sobreestima el contenido de MLG en 3,1723 Kg. de media y presenta mayor error, con una precisión similar, que el modelo desarrollado para BIOSCAN (Figuras 124 y 125); también en este caso el error en la estimación por el modelo de Wang y cols. aumenta en los sujetos con mayor contenido en MLG, aunque no alcanzó significación estadística.

Resultados

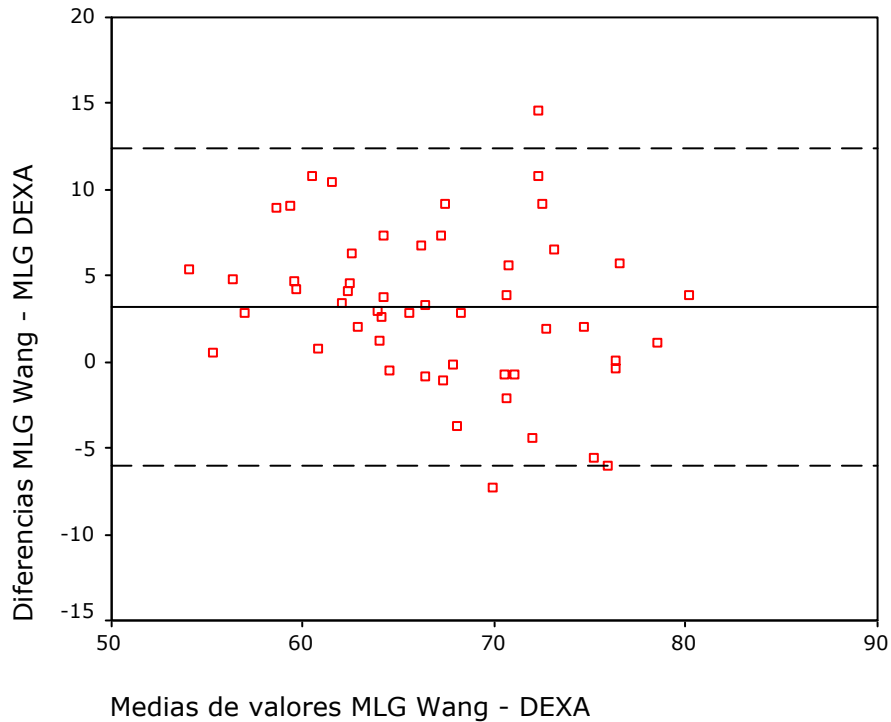


Figura 124. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Wang y cols. en varones.

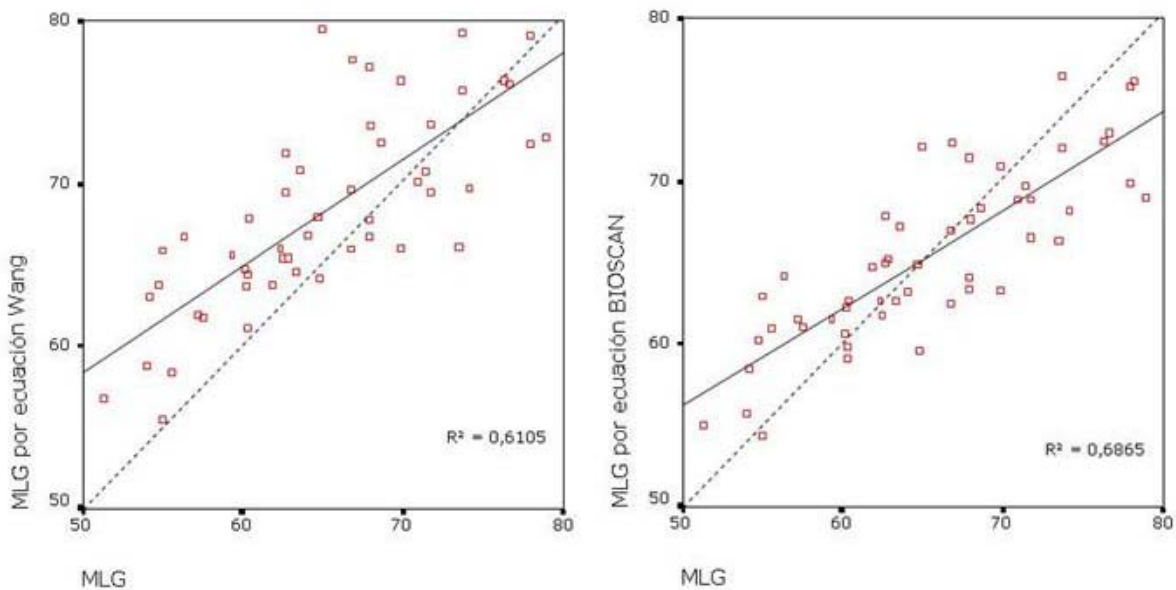


Figura 125. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Wang y cols. y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.

Finalmente vamos a analizar los modelos de Lohman, Van Loan y un modelo aplicado por Hodgdon y cols. para mujeres (Tabla 15), los modelos de Lohman varían según los grupos etarios y el sexo, en este trabajo se aplican los modelos para varones y mujeres que obtuvieron menor error

de estimación en las respectivas muestras empleadas en su desarrollo(204;643)

El modelo de Lohman para mujeres(204) sobreestima la MLG en un valor medio de 8,6132 Kg., sin mostrar tendencias relacionadas con el contenido de MLG (Figura 126).

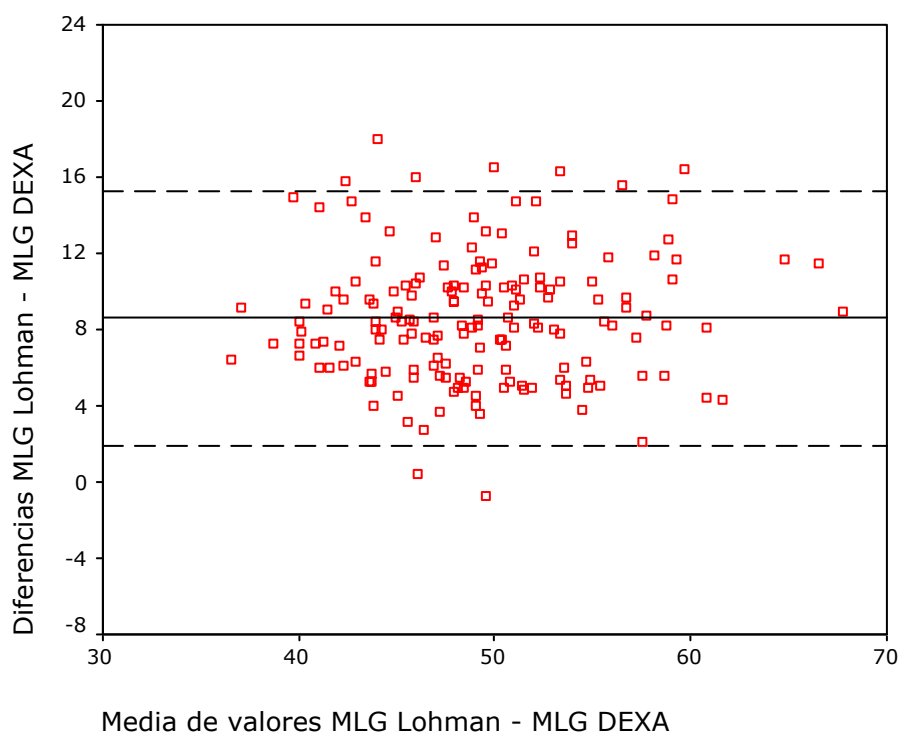


Figura 126. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Lohman en mujeres.

En el análisis de la aplicabilidad del modelo de regresión aunque el modelo de Lohman para mujeres presenta una precisión próxima al modelo global para BIOSCAN también vemos que el error es más elevado (Figura 127).

Resultados

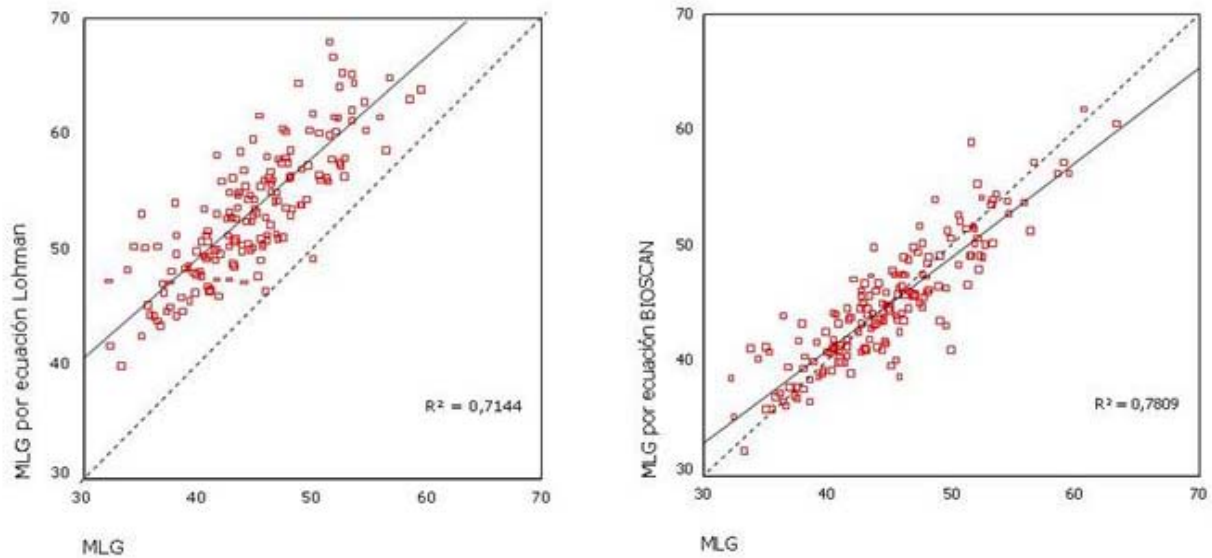


Figura 127. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Lohman y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.

El modelo de Lohman para varones(204) muestra un error medio por sobreestimación de MLG de 4,7810 Kg., menor que en caso del modelo para mujeres y sin tendencias significativas respecto al contenido total de MLG (Figura 128), mientras que en el análisis gráfico de la regresión se observa menor error que en el caso de las mujeres y una precisión próxima al modelo para BIOSCAN global en varones.

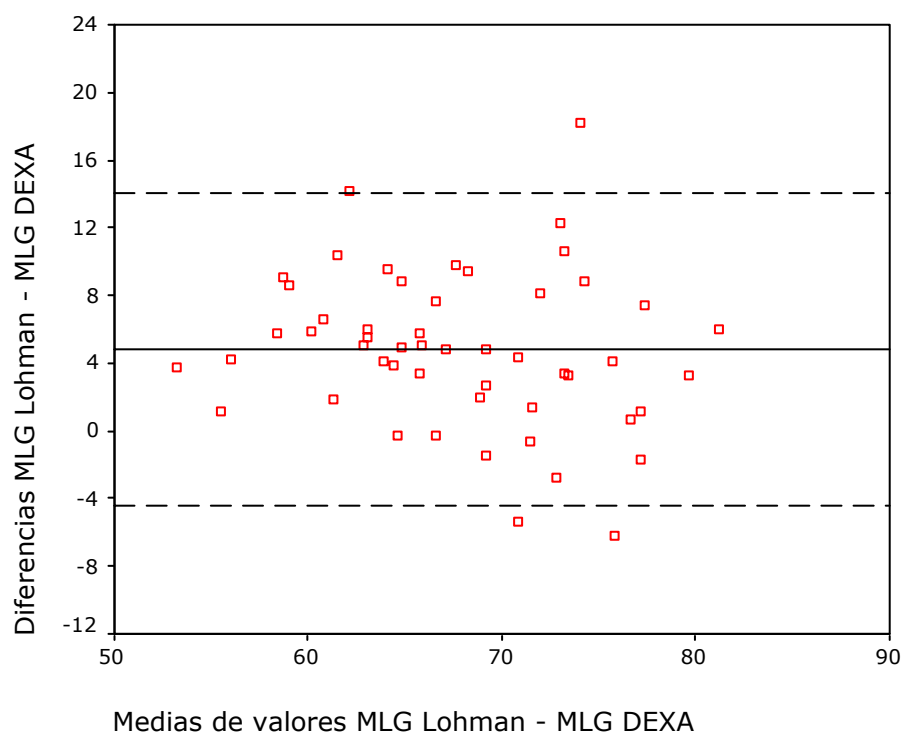


Figura 128. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Lohman en varones.

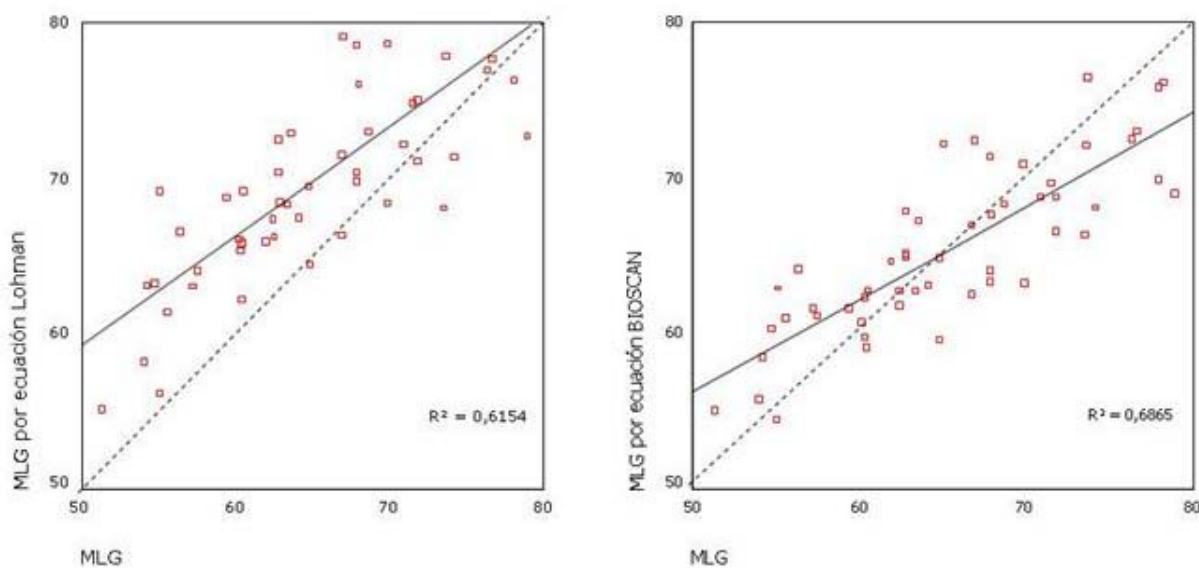


Figura 129. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Lohman y BIOSCAN global frente a DEXA en varones.

El modelo de Van Loan y cols.(637) muestra una sobreestimación media de 3,3950 Kg. y un amplio intervalo de concordancia, con mayor error y menor precisión respecto la técnica de referencia que el modelo

Resultados

para BIOSCAN y una elevada dependencia de los errores de estimación respecto al contenido de MLG (Figuras 130 y 131).

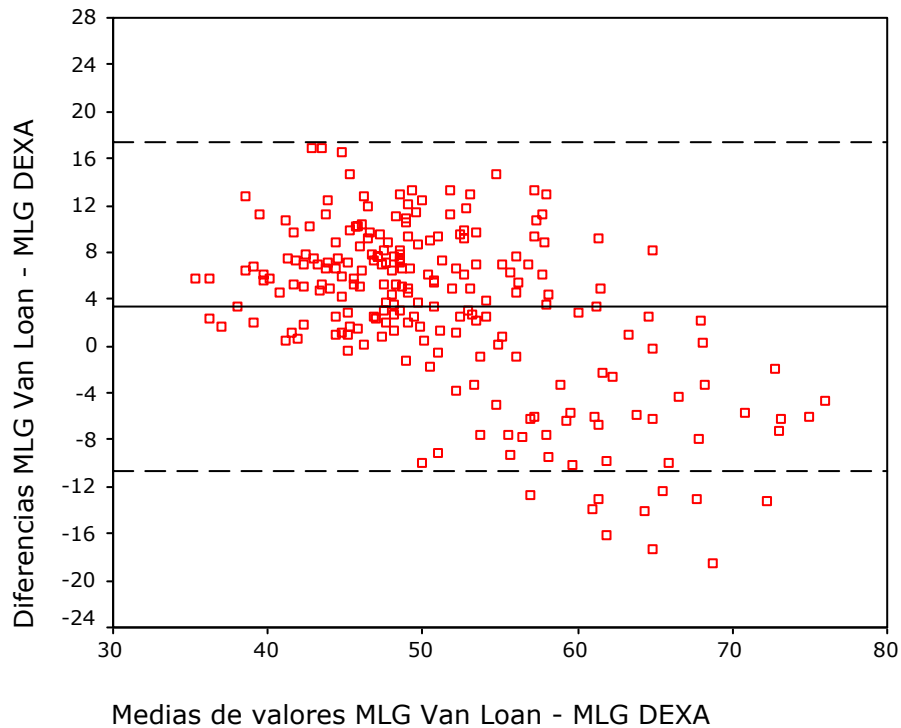


Figura 130. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Van Loan y cols.

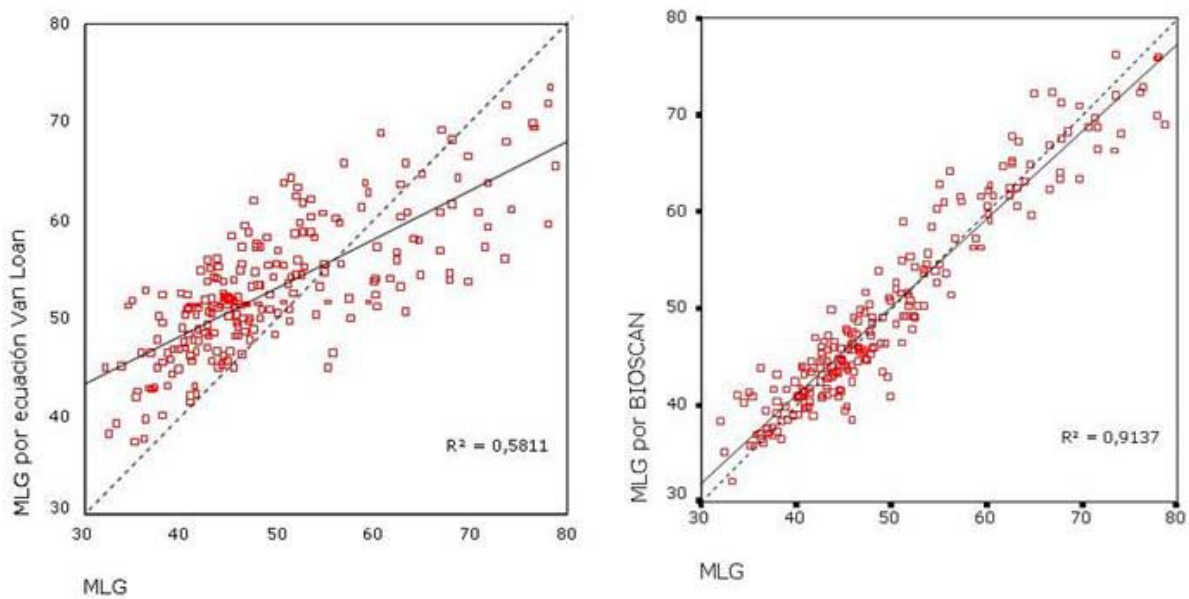


Figura 131. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Van Loan y cols. y BIOSCAN frente a DEXA.

Por último el modelo de Hodgdon y cols. para mujeres (634) presenta un error muy importante con una sobreestimación media de 64,4782 Kg., con tendencia a aumentar este error en los valores altos de MLG estimada por DEXA, y unos límites que evidencian la nula concordancia respecto a DEXA; el análisis gráfico de las rectas de regresión confirma el mayor error y una precisión similar al modelo para BIOSCAN global aplicado en mujeres (Figuras 132 y 133).

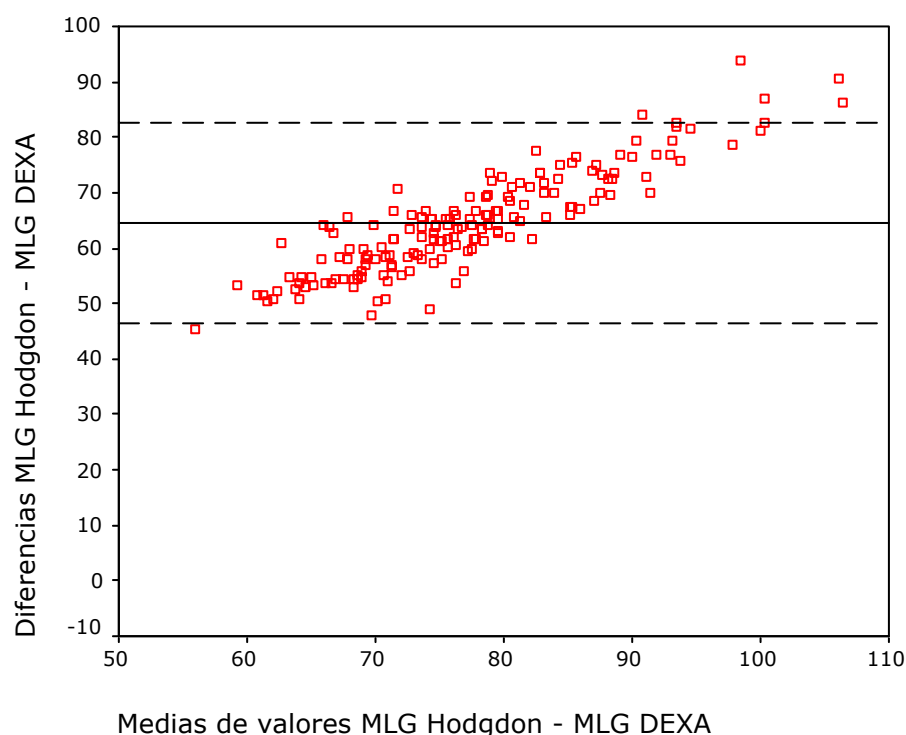


Figura 132. Análisis de Bland-Altman para la ecuación empleada por Hodgdon y cols. en mujeres.

Resultados

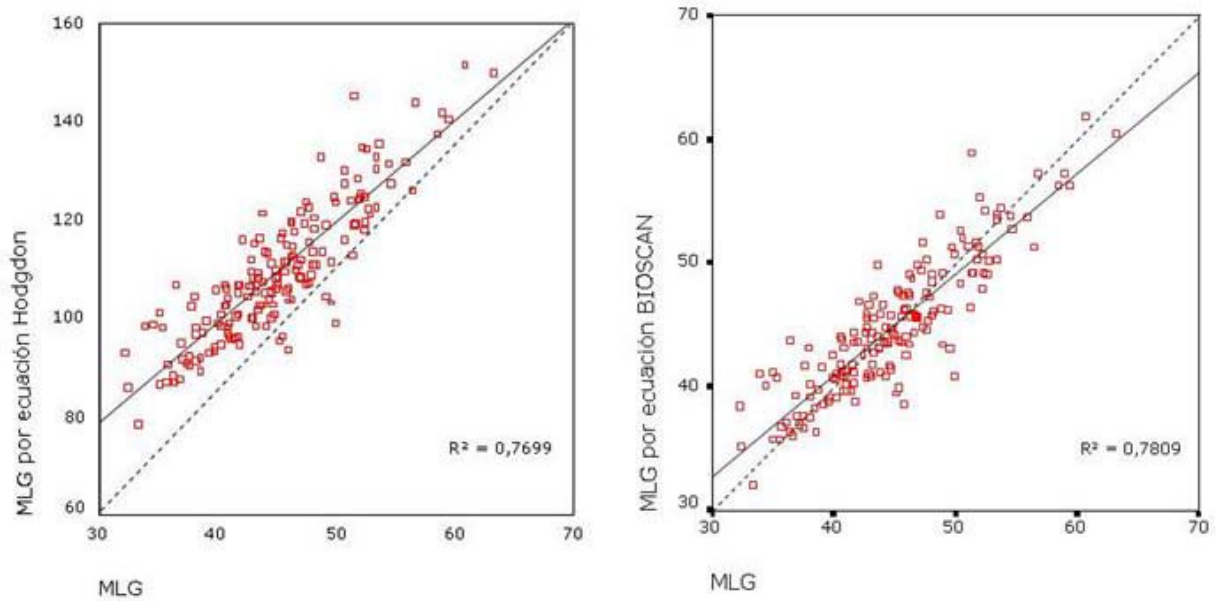


Figura 133. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones empleada por Hodgdon y Bioscan global en mujeres.

Para concluir con el estudio de la aplicabilidad de diferentes modelos publicados en la literatura a nuestra población, se estimó la MLG por el modelo de Hendel y cols., que se desarrolló a partir de un número reducido de sujetos obesos de sexo femenino.

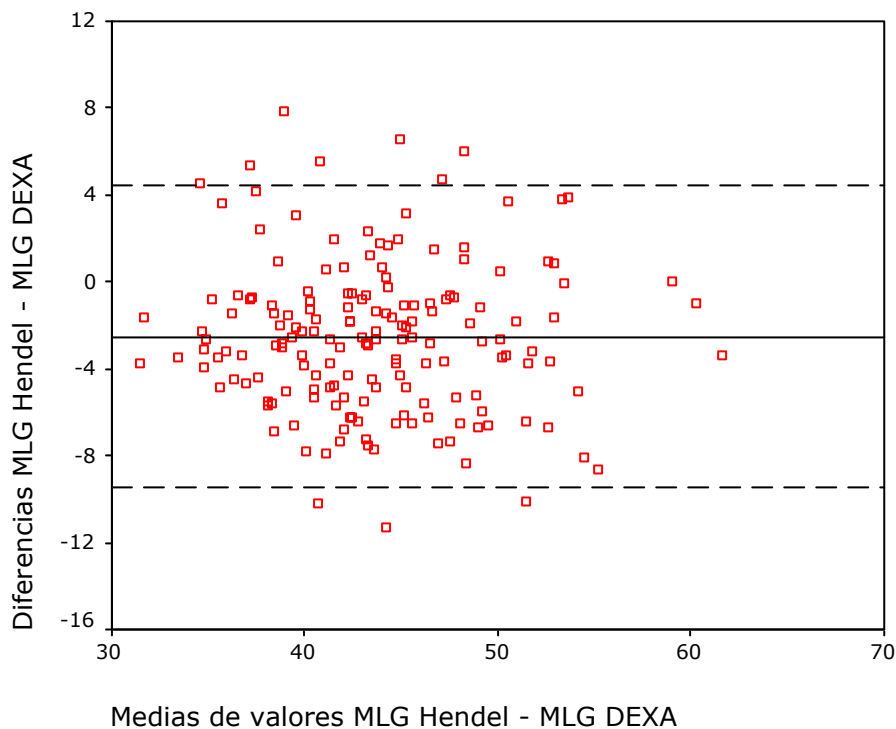


Figura 134. Análisis de Bland-Altman para la ecuación de Hendel y cols. en mujeres.

El modelo de Hendel infraestima la MLG en un valor medio de 2,5299 Kg. sin observarse tendencia de los errores en relación con el contenido de la MLG (Figura 134), con menor precisión y mayor error estimativo en comparación con el modelo global para BIOSCAN, según se aprecia en el análisis gráfico de la regresión (Figura 135).

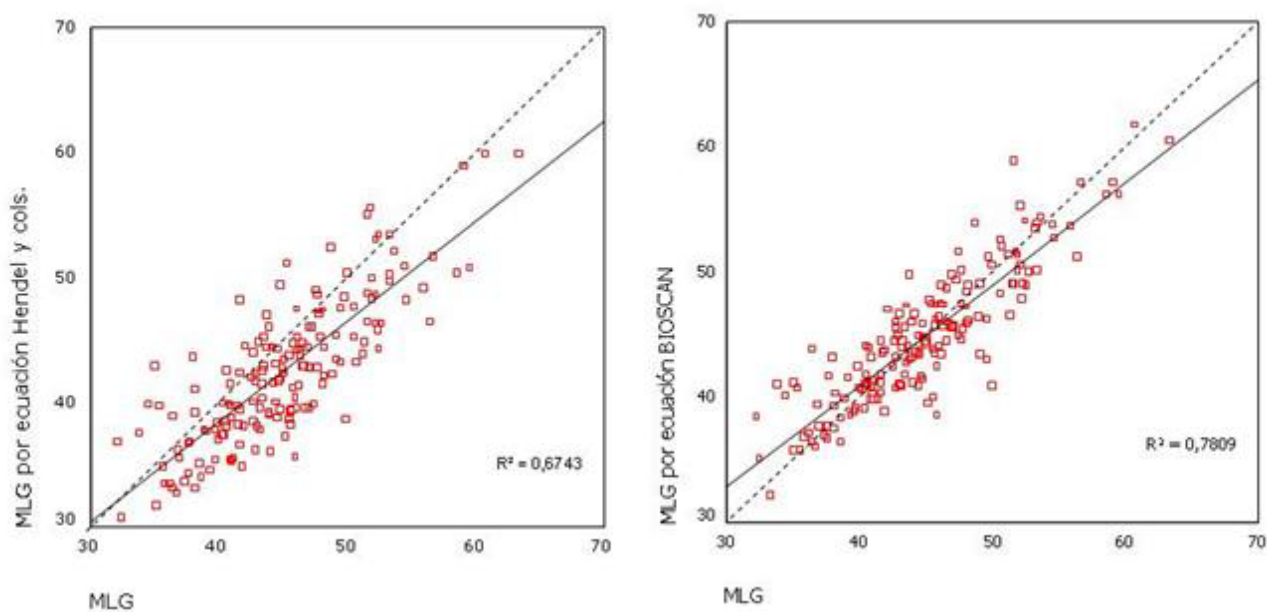


Figura 135. Gráfico de regresión para la MLG estimada por ecuaciones de Hendel y BIOSCAN global frente a DEXA en mujeres.

En las tablas 31 a 33 se muestran, de forma agrupada, el análisis descriptivo de los valores estimados por los diferentes modelos analizados y, en las tablas 34 a 36 se puede observar la comparación de los diferentes modelos estimativos de la MLG específicos y no específicos con el modelo desarrollado para BIOSCAN, a efectos de resumen se muestran los modelos por el nombre del primer autor.

Resultados

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
MLG por BIOSCAN	32,10	76,46	49,7544	10,2244
MLG por ecuación global Kyle	27,96	69,18	44,4810	8,8769
MLG por ecuación A de Deurenberg	41,97	82,87	60,5336	8,7964
MLG por ecuación Van Loan	37,45	73,63	53,0920	6,9245
MLG por ecuación B de Deurenberg	33,05	80,96	51,3167	9,9694
MLG por ecuación C de Deurenberg	33,38	69,31	46,5850	7,7754

Tabla 31. Valores de MLG estimados por los modelos globales para BIA.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
MLG por BIOSCAN	32,10	61,82	44,9613	5,4312
MLG por ecuación Segal	35,63	61,86	46,7642	4,9314
MLG por ecuación Jakicic con IR	37,90	58,55	46,7776	3,6839
MLG por ecuación Jakicic con R	28,46	40,46	34,4126	2,1236
MLG por ecuación Gray obesas	30,81	54,58	42,2587	4,5200
MLG por ecuación Sun	37,03	66,29	49,1839	5,4274
MLG por ecuación Deurenberg	33,47	59,04	44,0026	5,1368
MLG por ecuación Lukaski	33,23	63,31	45,6171	6,0420
MLG por ecuación Gray no obesas	31,45	59,09	45,3816	5,1933
MLG por ecuación A de Heitmann	33,19	62,36	45,9640	5,1908
MLG por ecuación Guo	34,73	64,71	47,2362	5,6302
MLG por ecuación Kotler	36,04	61,39	47,3068	4,4890
MLG por ecuación B de Heitmann	36,46	62,82	48,2608	4,7502
MLG por ecuación Wang	33,08	56,69	43,8154	4,3605
MLG por ecuación Lohman	39,80	72,26	53,5176	6,0973
MLG por ecuación Hodgdon	78,58	151,34	109,3825	13,7674
MLG por ecuación Hendel	29,58	59,91	42,3745	5,7498

Tabla 32. Valores de MLG estimados por los modelos para BIA en mujeres.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
MLG por BIOSCAN	54,43	76,46	65,4241	5,3211
MLG por ecuación Segal	51,65	81,12	66,1204	7,0362
MLG por ecuación Sun	52,49	81,10	66,4940	6,4942
MLG por ecuación Deurenberg	45,62	71,36	58,8039	5,3268
MLG por ecuación Lukaski	43,98	74,48	59,6016	6,3112
MLG por ecuación Gray	45,90	75,79	62,8601	6,0740
MLG por ecuación A de Heitmann	51,31	76,47	63,2099	5,8661
MLG por ecuación Guo	49,77	79,34	64,5484	6,6389
MLG por ecuación Kotler	57,25	83,48	70,5922	6,3173
MLG por ecuación B de Heitmann	53,11	79,48	65,3203	6,0761
MLG por ecuación Wang	55,49	82,11	68,5376	6,1653
MLG por ecuación Lohman	55,09	84,22	70,1463	6,5944

Tabla 33. Valores de MLG estimados por los modelos para BIA en varones.

Como se puede observar en los resultados obtenidos en el caso de los individuos de sexo femenino (Tabla 35), las ecuaciones de Gray y cols. para mujeres no obesas(294) y la de Lukaski y cols.(228), y en varones el modelo B de Heitmann(618) (Tabla 36), no presentan diferencias estadísticamente significativas respecto a BIOSCAN, lo que coincide con el hecho, ya mencionado, de que ambos modelos eran los que presentaban una menor diferencia media en la estimación de la MLG comparados con la técnica de referencia; el resto de modelos globales y específicos presentaron diferencias significativas respecto a la ecuación desarrollada para BIOSCAN.

Resultados

		Diferencias relacionadas			t	Sig. (bilateral)
		Media	Desviación típ.	Error típ. de la media		
Par 1	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación A de Deurenberg	-10,7792	2,8034	,1882	-57,290	,000
Par 2	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación global Kyle	5,2734	2,9334	,1969	26,786	,000
Par 3	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Van Loan	-3,3377	6,2910	,4222	-7,905	,000
Par 4	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación B de Deurenberg	-1,5623	3,0318	,2035	-7,678	,000
Par 5	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación C de Deurenberg	3,1694	4,7428	,3183	9,957	,000

Tabla 34. Comparación de los modelos no específicos para BIA con el modelo para BIOSCAN.

Evaluación de ecuaciones publicadas en la literatura

		Diferencias relacionadas			t	Sig. (bilateral)
		Media	Desviación típ.	Error típ. de la media		
Par 1	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Segal	-1,8029	1,8941	,1453	-12,411	,000
Par 2	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Jakicic IR	-1,8163	1,9904	,1527	-11,898	,000
Par 3	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Jakicic R	10,5487	3,8920	,2985	35,339	,000
Par 4	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Gray obesas	2,7026	3,2516	,2494	10,837	,000
Par 5	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Sun	-4,2226	2,3563	,1807	-23,365	,000
Par 6	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Deurenberg	,9587	4,0695	,3121	3,072	,002
Par 7	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Lukaski	-,6559	4,4441	,3408	-1,924	,056
Par 8	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Gray no obesas	-,4203	3,9431	,3024	-1,390	,166
Par 9	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación A de Heitmann	-1,0027	2,3617	,1811	-5,536	,000
Par 10	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Guo	-2,2749	2,5362	,1945	-11,695	,000
Par 11	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Kotler	-2,3455	2,7502	,2109	-11,120	,000
Par 12	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación B de Heitmann	-3,2995	2,6359	,2022	-16,321	,000
Par 13	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Wang	1,1458	3,1749	,2435	4,706	,000
Par 14	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Lohman	-8,5563	1,9186	,1472	-58,146	,000
Par 15	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Hodgdon	-64,4213	8,3723	,6421	-100,325	,000
Par 16	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Hendel	2,5868	2,2389	,1717	15,064	,000

Tabla 35. Comparación de los modelos específicos para BIA en mujeres con el modelo global de BIOSCAN.

Resultados

		Diferencias relacionadas			t	Sig. (bilateral)
		Media	Desviación típ.	Error típ. de la media		
Par 1	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Segal	-,6963	2,1790	,3022	-2,304	,025
Par 2	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Sun	-1,0699	2,3560	,3267	-3,275	,002
Par 3	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Deurenberg	6,6202	4,1288	,5726	11,562	,000
Par 4	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Lukaski	5,8225	4,6019	,6382	9,124	,000
Par 5	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Gray	2,5640	2,6427	,3665	6,996	,000
Par 6	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación A de Heitmann	2,2141	1,4732	,2043	10,838	,000
Par 7	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Guo	,8757	2,5357	,3516	2,490	,016
Par 8	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Kotler	-5,1681	1,1302	,1567	-32,976	,000
Par 9	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación B de Heitmann	,1037	2,1646	,3002	,346	,731
Par 10	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Wang	-3,1135	1,8581	,2577	-12,083	,000
Par 11	MLG por BIOSCAN - MLG por ecuación Lohman	-4,7222	2,0819	,2887	-16,356	,000

Tabla 36. Comparación de los modelos específicos para BIA en varones con el modelo global para BIOSCAN.

En las figuras 136 a 138 se observan gráficamente las diferencias entre los diferentes modelos matemáticos, globales y específicos para cada sexo, en cuanto a su error de estimación de la MLG en Kg. respecto del método de referencia, al ser aplicados a nuestra muestra de sujetos, el eje de ordenadas muestra las diferencias de cada modelo respecto a DEXA en forma de $\text{media} \pm 2 \text{ DE}$, mientras que en el eje de abscisas se especifica el nombre del primer autor de cada ecuación; BIOSCAN hace referencia al modelo global desarrollado en este trabajo; el modelo aplicado por Hodgdon y cols. presenta un error muy elevado y una concordancia nula respecto a DEXA en nuestra población, debido a esto, y para no dificultar la visualización gráfica, se ha suprimido de la figura 137.

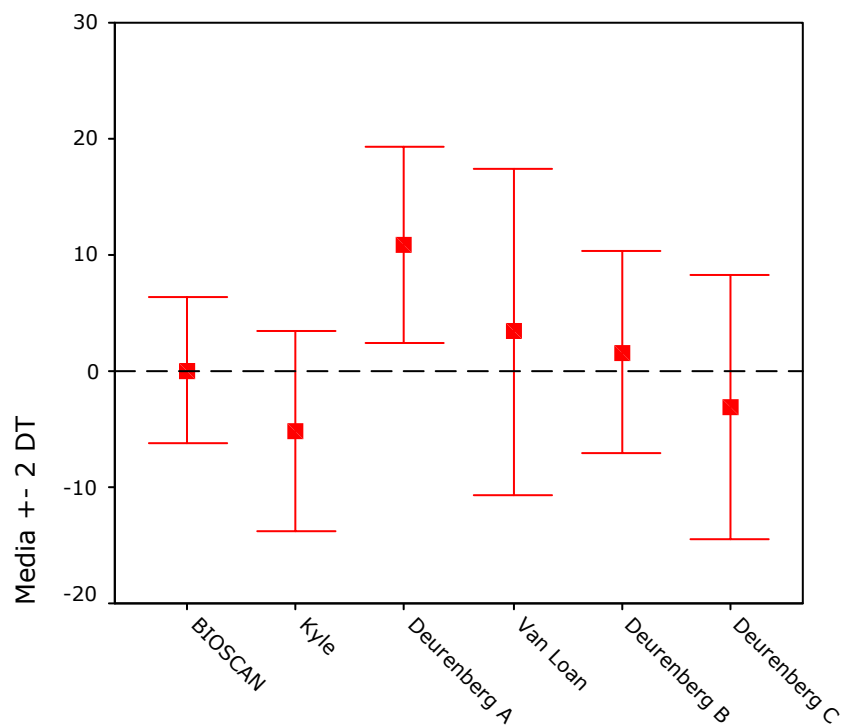


Figura 136. Diferencias en la estimación de MLG por BIA entre los modelos globales.

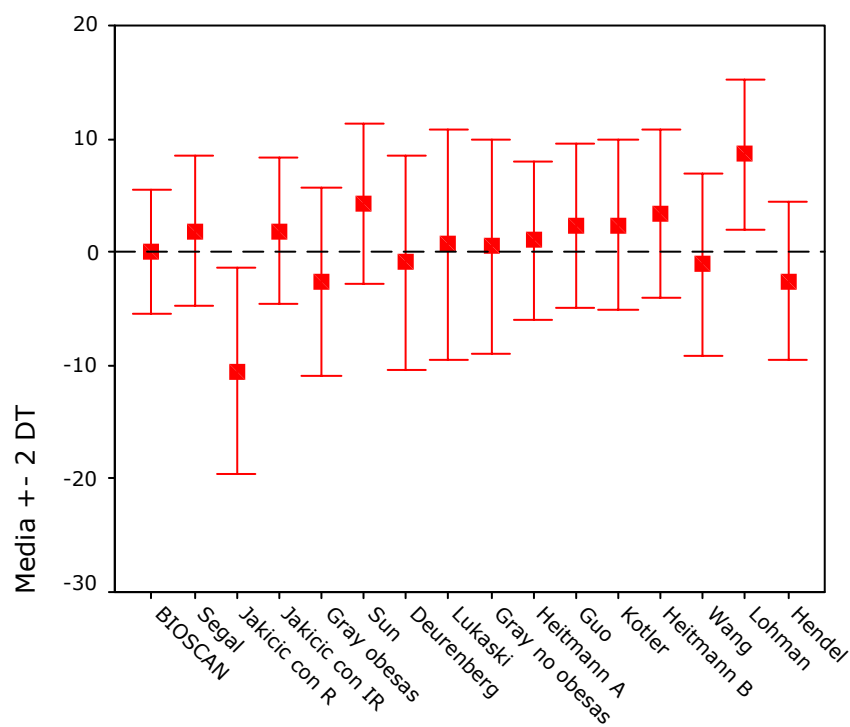


Figura 137. Diferencias en la estimación de MLG por BIA entre los modelos para mujeres.

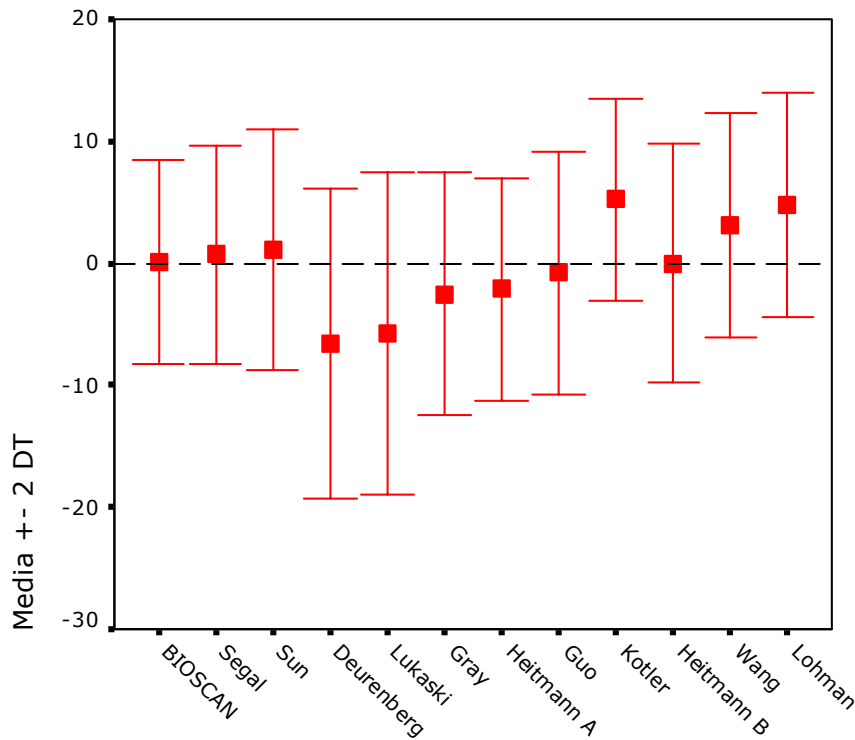


Figura 138. Diferencias en la estimación de MLG por BIA entre los modelos para varones.

Entre los modelos globales estudiados (Figura 136) se comprueba que en los modelos globales la ecuación B de Deurenberg y cols.(638) presenta el menor error medio y el menor intervalo de diferencias en la estimación de la MLG respecto a DEXA; en los modelos específicos para mujeres (Figura 137) los modelos de Segal y cols.(209), A de Heitmann(224) y el modelo de Jakicic y cols. con IR(633) tienen un comportamiento similar, el modelo de Guo y cols.(16) aunque presenta un intervalo de concordancia próximo a los anteriores tiene un error medio más elevado, al igual que el modelo de Kotler y cols.(191); en los modelos para varones las ecuaciones de Segal y cols.(209) y B de Heitmann(618) presentan menor error medio frente a DEXA que el resto de los modelos, si bien el modelo de Segal presenta un intervalo de concordancia menor que el modelo B de Heitmann (Figura 138).

En las tablas 37 a 39 se observan los errores técnicos y los CCI que evalúan la validez en la estimación de la MLG por los diferentes modelos

matemáticos frente a DEXA, también se observan las diferencias en valor absoluto de cada modelo respecto a la referencia.

En los modelos globales, la ecuación B de Deurenberg y cols.(638) (Tabla 37) presenta el menor error y la concordancia más elevada respecto a DEXA, aunque inferior al modelo para BIOSCAN desarrollado en este trabajo, como ya se describió en los análisis gráficos; en el resto de los modelos globales analizados se puede observar que solamente las ecuaciones de Kyle y cols.(213) y C de Deurenberg y cols.(301) muestran un buen acuerdo con la técnica de referencia, como indica el $CCI \geq 0,71$ y el menor ET entre los modelos analizados; todos los modelos globales, excepto el desarrollado para BIOSCAN, presentan diferencias significativas respecto a DEXA en la estimación de la MLG (Tabla 40).

Ecuaciones	Errores absolutos		ET	CCI (IC 95%)
	Media	DE		
BIOSCAN	0,0573	3,1409	2,215	0,9551 (0,9419 - 0,9654)
Kyle	5,2161	4,2960	4,7737	0,7931 (0,0974 - 0,9256)
Deurenberg (A)	10,8366	4,2086	8,2177	0,5630 (-0,0582 - 0,8520)
Van Loan	3,3950	7,0297	5,5099	0,6503 (0,4748 - 0,7603)
Deurenberg (B)	1,6197	4,3660	3,2863	0,9001 (0,8505 - 0,9308)
Deurenberg (C)	3,1121	5,6863	4,5756	0,7729 (0,5934 - 0,8612)

Tabla 37. Errores de estimación en la MLG, coeficientes de correlación intraclase y errores técnicos de los modelos globales frente a DEXA.

En los modelos específicos por sexo se observa que, en el caso de los sujetos del sexo femenino (Tabla 38), cinco modelos obtienen una buena concordancia con DEXA: A de Heitmann, Segal, Guo y Jakicic con IR(16;209;224;625;633); estos modelos, sin embargo resultan inferiores en el grado de acuerdo frente a DEXA comparados con el modelo global de BIOSCAN, con un menor CCI y mayor ET; los modelos de Jakicic con R y Hodgdon y cols.(633;634) presentan un concordancia nula frente a DEXA con el ET más elevado.

Resultados

Ecuaciones	Errores absolutos		ET	CCI (IC 95%)
	Media	DE		
BIOSCAN	0,0569	2,7677	1,9517	0,8813 (0,8427 - 0,9109)
Segal	1,8598	3,3103	2,6788	0,7702 (0,5762 - 0,8633)
Jakicic – R	10,4918	4,5614	8,0858	0,1236 (-0,0626 - 0,3707)
Jakicic - IR	1,8732	3,2574	2,6511	0,7284 (0,5091- 0,8371)
Gray obesas	2,6457	4,1563	3,4765	0,6106 (0,3241 - 0,7630)
Sun	4,2795	3,5079	3,9081	0,6295 (-0,0217 – 0,8471)
Deurenberg	0,9018	4,7375	3,4004	0,6259 (0,5237 - 0,71)
Lukaski	0,7128	5,0741	3,6127	0,6355 (0,5366 – 0,7171)
Gray no obesas	0,4772	4,7117	3,3390	0,6393 (0,5413 - 0,7201)
Heitmann (A)	1,0596	3,4919	2,5734	0,7889 (0,7094 - 0,8461)
Guo	2,3318	3,6348	3,0472	0,7414 (0,4790 - 0,8551)
Kotler	2,4024	3,7220	3,1259	0,6774 (0,3927 – 0,8130)
Heitmann (B)	3,3564	3,6973	3,5252	0,6371 (0,1460 – 0,8233)
Wang	1,0890	4,0225	2,9386	0,6851 (0,5861 – 0,7622)
Lohman	8,6132	3,3418	6,530	0,4160 (-0,0606 – 0,7610)
Hodgdon	64,4782	9,0486	46,0370	0,0325 (-0,0091 – 0,1411)
Hendel	2,5299	3,4846	3,0389	0,7508 (0,4248 – 0,8715)

Tabla 38. Errores de estimación en la MLG, coeficientes de correlación intraclase y errores técnicos de los modelos para mujeres frente a DEXA.

En los modelos desarrollados para varones (Tabla 39), cinco ecuaciones obtienen buena concordancia con DEXA: Segal, Guo, Sun y los modelos A y B de Heitmann(16;209;216;224;618); aunque en este caso el modelo de Segal es muy similar al modelo para BIOSCAN en cuanto a los valores de CCI y ET, la ecuación para BIOSCAN muestra menor error absoluto y una discreta menor precisión como se describió en el análisis gráfico (Figuras 89 y 91), y, de forma similar, el modelo B de Heitmann aunque es el más aproximado a los resultados del modelo de BIOSCAN en varones presenta un mayor intervalo de concordancia y menor precisión según se comentó previamente (Figuras 120 y 121), esto también puede observarse en la tabla 42 en que los modelos citados no presentan diferencias significativas en la estimación de la MLG respecto a DEXA,

excepto el modelo A de Heitmann, coincidiendo con que presenta el menor CCI de los cinco modelos citados.

El resto de los modelos analizados obtienen un grado de acuerdo moderado o regular con menor CCI y mayores errores absolutos y ET en la estimación del contenido de MLG.

Ecuaciones	Errores absolutos		ET	CCI (IC 95%)
	Media	DE		
BIOSCAN	0,0588	4,1671	2,9184	0,7912 (0,6620 - 0,8747)
Segal	0,7552	4,4770	3,1754	0,8048 (0,6839 - 0,8828)
Sun	1,1287	4,9295	3,5431	0,7401 (0,5875 - 0,8419)
Deurenberg	6,5613	6,3407	6,4219	0,3362 (-0,0591 - 0,6192)
Lukaski	5,7637	6,6287	6,1771	0,3935 (0,0022 - 0,6257)
Gray	2,5052	4,9988	3,9232	0,6803 (0,4408 - 0,8180)
Heitmann (A)	2,1553	4,5677	3,5431	0,7279 (0,5192 - 0,8457)
Guo	0,8168	4,9964	3,5462	0,7430 (0,5927 - 0,8436)
Kotler	5,2270	4,1373	4,6962	0,6340 (-0,0408 - 0,8608)
Heitmann (B)	0,0449	4,8854	3,4212	0,7401 (0,5864 - 0,8422)
Wang	3,1723	4,5912	3,9203	0,6965 (0,3455 - 0,8488)
Lohman	4,7810	4,62	4,6793	0,6367 (0,0465 - 0,8455)

Tabla 39. Errores de estimación en la MLG, coeficientes de correlación intraclase y errores técnicos de los modelos para varones frente a DEXA.

Resultados

		Diferencias relacionadas			t	Sig. (bilateral)
		Media	Desviación típ.	Error típ. de la media		
Par 1	MLG - MLG por BIOSCAN	-5,7E-02	3,1409	,2108	-,272	,786
Par 2	MLG - MLG por ecuación A de Deurenberg	-10,8366	4,2086	,2825	-38,364	,000
Par 3	MLG - MLG por ecuación global Kyle	5,2161	4,2960	,2883	18,091	,000
Par 4	MLG - MLG por ecuación Van Loan	-3,3950	7,0297	,4718	-7,196	,000
Par 5	MLG - MLG por ecuación B de Deurenberg	-1,6197	4,3660	,2930	-5,527	,000
Par 6	MLG - MLG por ecuación C de Deurenberg	3,1121	5,6863	,3816	8,154	,000

Tabla 40. Comparación de los modelos no específicos para BIA con DEXA.

Evaluación de ecuaciones publicadas en la literatura

		Diferencias relacionadas			t	Sig. (bilateral)
		Media	Desviación típ.	Error típ. de la media		
Par 1	MLG - MLG por BIOSCAN	-5,7E-02	2,7677	,2123	-,268	,789
Par 2	MLG - MLG por ecuación Segal	-1,8598	3,3103	,2539	-7,325	,000
Par 3	MLG - MLG por ecuación Jakicic con IR	-1,8732	3,2574	,2498	-7,498	,000
Par 4	MLG - MLG por ecuación Jakicic con R	10,4918	4,5614	,3498	29,990	,000
Par 5	MLG - MLG por ecuación Gray obesas	2,6457	4,1563	,3188	8,300	,000
Par 6	MLG - MLG por ecuación Sun	-4,2795	3,5079	,2690	-15,906	,000
Par 7	MLG - MLG por ecuación Deurenberg	,9018	4,7375	,3634	2,482	,014
Par 8	MLG - MLG por ecuación Lukaski	-,7128	5,0741	,3892	-1,832	,069
Par 9	MLG - MLG por ecuación Gray no obesas	-,4772	4,7117	,3614	-1,321	,188
Par 10	MLG - MLG por ecuación A de Heitmann	-1,0596	3,4919	,2678	-3,956	,000
Par 11	MLG - MLG por ecuación Guo	-2,3318	3,6348	,2788	-8,365	,000
Par 12	MLG - MLG por ecuación Kotler	-2,4024	3,7220	,2855	-8,416	,000
Par 13	MLG - MLG por ecuación B de Heitmann	-3,3564	3,6973	,2836	-11,836	,000
Par 14	MLG - MLG por ecuación Wang	1,0890	4,0225	,3085	3,530	,001
Par 15	MLG - MLG por ecuación Lohman	-8,6132	3,3418	,2563	-33,605	,000
Par 16	MLG - MLG por ecuación Hodgdon	-64,4782	9,0486	,6940	-92,909	,000
Par 17	MLG - MLG por ecuación Hendel	2,5299	3,4846	,2673	9,466	,000

Tabla 41. Comparación de los modelos específicos para BIA y BIOSCAN global en mujeres con DEXA.

En la tabla 41 se pueden observar las comparaciones entre los valores de MLG obtenidos por los diferentes modelos de BIA en mujeres y, al igual que en el caso de la comparación de los diferentes modelos con BIOSCAN, las ecuaciones de Lukaski y cols. y de Gray y cols.(228;294) para mujeres no obesas no obtienen diferencias significativas respecto a DEXA, ya que presentan el menor error medio de todos los modelos, sin embargo solo obtienen una concordancia de grado moderado frente a

Resultados

DEXA con menor precisión y un mayor rango de diferencias, según se describió en el apartado de resultados.

		Diferencias relacionadas			t	Sig. (bilateral)
		Media	Desviación típ.	Error típ. de la media		
Par 1	MLG - MLG por BIOSCAN	-5,9E-02	4,1671	,5779	-,102	,919
Par 2	MLG - MLG por ecuación Segal	-,7552	4,4700	,6199	-1,218	,229
Par 3	MLG - MLG por ecuación Sun	-1,1287	4,9295	,6836	-1,651	,105
Par 4	MLG - MLG por ecuación Deurenberg	6,5613	6,3407	,8793	7,462	,000
Par 5	MLG - MLG por ecuación Lukaski	5,7637	6,6287	,9192	6,270	,000
Par 6	MLG - MLG por ecuación Gray	2,5052	4,9988	,6932	3,614	,001
Par 7	MLG - MLG por ecuación A de Heitmann	2,1553	4,5677	,6334	3,403	,001
Par 8	MLG - MLG por ecuación Guo	,8168	4,9964	,6929	1,179	,244
Par 9	MLG - MLG por ecuación Kotler	-5,2270	4,1373	,5737	-9,110	,000
Par 10	MLG - MLG por ecuación B de Heitmann	4,49E-02	4,8854	,6775	,066	,947
Par 11	MLG - MLG por ecuación Wang	-3,1723	4,5912	,6367	-4,983	,000
Par 12	MLG - MLG por ecuación Lohman	-4,7810	4,6200	,6407	-7,462	,000

Tabla 42. Comparación de los modelos específicos para BIA y BIOSCAN global en varones con DEXA.

Como se ha mencionado anteriormente, a continuación se exponen los resultados de la comparación mediante análisis de regresión por MPO entre el modelo desarrollado para BIOSCAN, y los otros modelos analizados, frente a DEXA; al igual que para la regresión por mínimos cuadrados, R^2 expresa el porcentaje de varianza explicada por el modelo, a es el valor de la intersección con el eje de ordenadas y b expresa el valor de la pendiente de la recta.

Evaluación de ecuaciones publicadas en la literatura

Ecuación	R ²	a	IC99%	b	IC99%
BIOSCAN	0,911	2,316	-0,223 - 4,854	0,940	0,904 - 1,004
Kyle	0,846	3,302	0,403 - 6,201	0,8286	0,7716 - 0,8856
Deurenberg (A)	0,852	19,714	16,899 - 22,530	0,8208	0,7655 - 0,8762
Van Loan	0,586	20,866	17,147 - 24,584	0,6478	0,5747 - 0,7210
Deurenberg (B)	0,833	5,293	1,915 - 8,670	0,9262	0,8598 - 0,9926
Deurenberg (C)	0,725	10,185	6,760 - 13,609	0,7319	0,6646 - 0,7993

Tabla 43. Análisis mediante regresión por mínimos productos ordinarios de los modelos globales frente a DEXA.

Ecuación	R ²	a	IC99%	b	IC99%
BIOSCAN	0,744	3,229	-0,796 - 7,255	0,93	0,841 - 1,019
Segal	0,679	9,094	4,757 - 13,430	0,8396	0,7439 - 0,9353
Jakicic R	0,545	17,955	15,704 - 20,206	0,3663	0,3166 - 0,4160
Jakicic IR	0,750	18,561	15,694 - 21,428	0,6287	0,5654 - 0,6919
Gray obesas	0,505	7,844	2,931 - 12,757	0,7661	0,6577 - 0,8745
Sun	0,656	7,761	2,832 - 12,961	0,9224	0,814 - 1,031
Deurenberg	0,401	4,802	-1,348 - 10,952	0,8722	0,736 - 1,008
Lukaski	0,400	-0,4129	-7,641 - 6,815	1,024	0,865 - 1,184
Gray no obesas	0,416	5,591	-0,576 - 11,758	0,8852	0,749 - 1,021
Heitmann A	0,649	6,488	1,744 - 11,232	0,8782	0,7735 - 0,9829
Guo	0,634	4,223	-1,061 - 9,507	0,9581	0,842 - 1,075
Kotler	0,600	12,940	8,529 - 17,352	0,7649	0,6675 - 0,8622
Heitmann B	0,610	12,094	7,513 - 16,674	0,8045	0,7035 - 0,9056
Wang	0,539	10,619	6,043 - 15,195	0,7392	0,6382 - 0,8402
Lohman	0,710	7,123	2,055 - 12,191	1,032	0,921 - 1,144
Hodgdon	0,770	4,778	-5,404 - 14,960	2,328	2,104 - 2,553
Hendel	0,666	-1,206	-6,309 - 3,898	0,9695	0,857 - 1,082

Tabla 44. Análisis mediante regresión por mínimos productos ordinarios de los modelos para mujeres frente a DEXA.

Resultados

Ecuación	R²	a	IC99%	b	IC99%
BIOSCAN	0,690	18,884	9,011 – 28,758	0,715	0,5614 – 0,8615
Segal	0,644	4,414	-9,606 – 18,434	0,9428	0,730 – 1,156
Sun	0,570	9,036	-5,928 – 23,370	0,8777	0,660 – 1,096
Deurenberg	0,286	11,421	-3,833 – 26,676	0,7244	0,4926 – 0,9563
Lukaski	0,276	4,039	-13,986 – 22,063	0,8503	0,576 – 1,124
Gray	0,534	9,168	-4,802 – 23,137	0,8213	0,609 – 1,034
Heitmann A	0,603	11,758	-0,588 – 24,104	0,7866	0,5990 – 0,9743
Guo	0,556	6,310	-8,491 – 21,112	0,8917	0,667 – 1,117
Kotler	0,686	14,931	3,060 – 26,802	0,8505	0,670 – 1,031
Heitmann B	0,561	11,652	-1,901 – 25,205	0,8206	0,615 – 1,027
Wang	0,597	14,018	0,823 – 27,214	0,8347	0,634 – 1,035
Lohman	0,612	11,407	-2,522 – 25,336	0,8970	0,685 – 1,109

Tabla 45. Análisis mediante regresión por mínimos productos ordinarios de los modelos para varones frente a DEXA.

5. Valoración de los parámetros de composición corporal suministrados por TANITA.

De forma similar a la valoración de la aplicabilidad de ecuaciones publicadas en la literatura, se realizó una valoración de los datos de MLG suministrados por TANITA en nuestra muestra de sujetos comparándolos con los resultados estimados por la ecuación desarrollada en este trabajo, no se dispuso del modelo matemático que emplea este dispositivo.

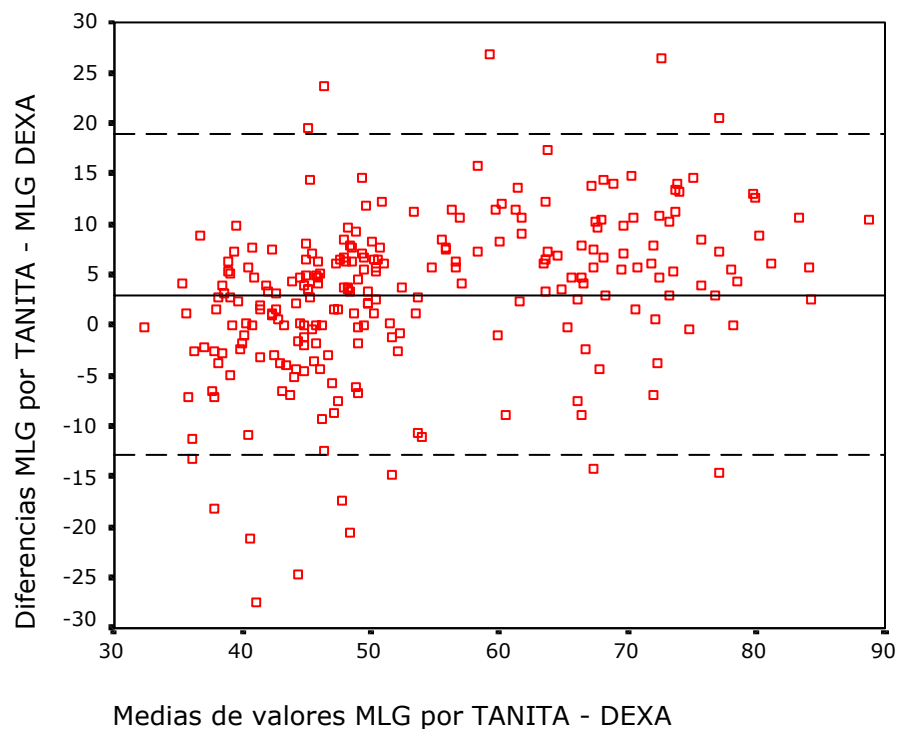


Figura 139. Análisis de Bland-Altman para la ecuación incluida en el equipo TANITA.

El modelo matemático que incluye el equipo TANITA empleado en este estudio sobreestima la MLG en 3,0388 Kg. con diferencias significativas respecto a DEXA, y una tendencia significativa ascendente en relación al contenido total de MLG, presentando más casos de sobreestimación en los sujetos con mayor contenido en MLG y varios casos de valores extremos de infraestimación en los sujetos con menor contenido de MLG (Figura 139), estos resultados difieren de los hallazgos de otros autores(644).

Resultados

En la figura 140, se puede observar que el modelo matemático empleado por TANITA presenta mayor error y menor precisión en las estimaciones de MLG que el modelo desarrollado específicamente en nuestros sujetos empleando como una de las variables predictoras el valor de la impedancia suministrado por TANITA (Fórmula 19).

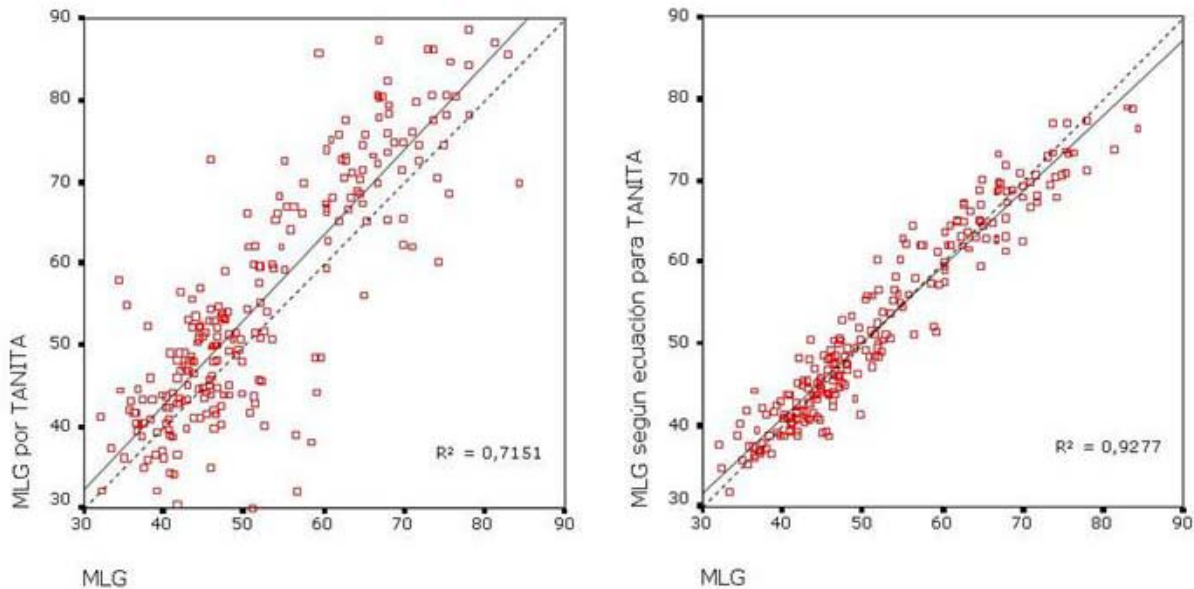


Figura 140. Gráfico de regresión para la MLG estimada por la ecuación incluida en TANITA y la desarrollada en la muestra de pacientes.

El CCI de la MLG estimada por TANITA frente a DEXA presentó un valor de 0,8083 (IC 95%: 0,7220-0,8640), mientras que para la estimada por la ecuación para TANITA desarrollada en este trabajo fue de 0,9626% (IC 95%: 0,9521-0,9709).

La MG estimada por el modelo incluido en el TANITA presenta una infraestimación media de 2,9674 Kg. con diferencias significativas respecto a DEXA y un amplio rango de variación con una fuerte tendencia a la infraestimación en los sujetos con valores más bajos de MG y a la sobreestimación en los valores de MG elevados (Figura 141).

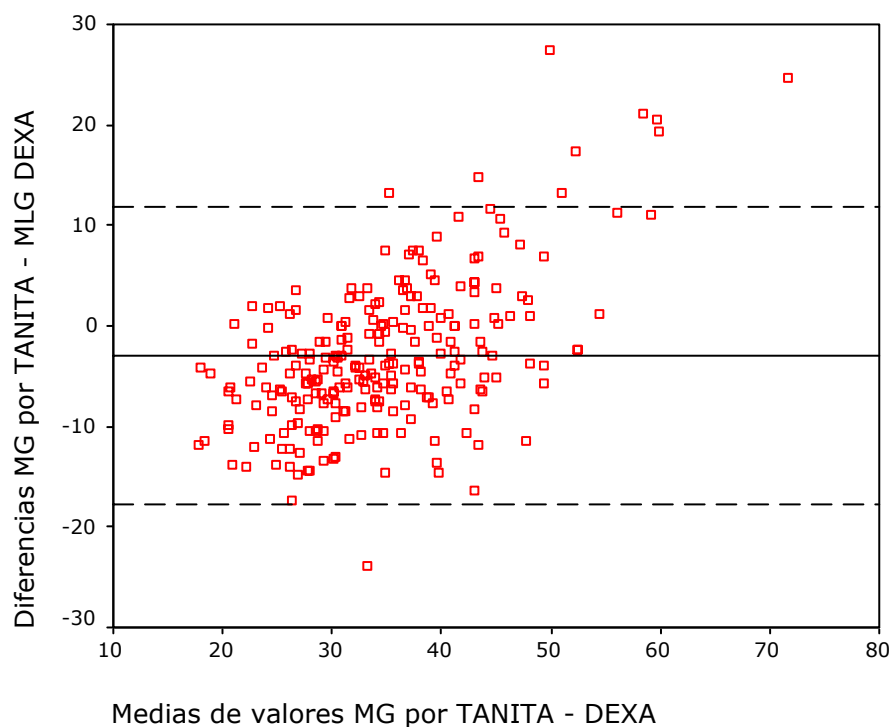


Figura 141. Análisis de Bland-Altman para la MG estimada por la ecuación incluida en el equipo TANITA.

La concordancia con la técnica de referencia para la estimación de la MG fue menor que en el caso de la MLG, con un CCI de 0,6596 (IC 95%: 0,5298 – 0,7505), equivalente a un acuerdo de grado moderado.

6. Valoración de la MG estimada por los modelos para BIOSCAN y TANITA.

Se realizó un contraste adicional de la validez externa para los modelos desarrollados de BIOSCAN y TANITA, para lo cual se estudió la concordancia de la MG obtenida por las ecuaciones respecto a la estimada por DEXA; la MG por BIA se obtuvo restando la MLG, estimada por los modelos matemáticos desarrollados en este trabajo, al peso antropométrico del sujeto, para ello se utilizaron las muestras de pacientes empleadas en la validación de las ecuaciones.

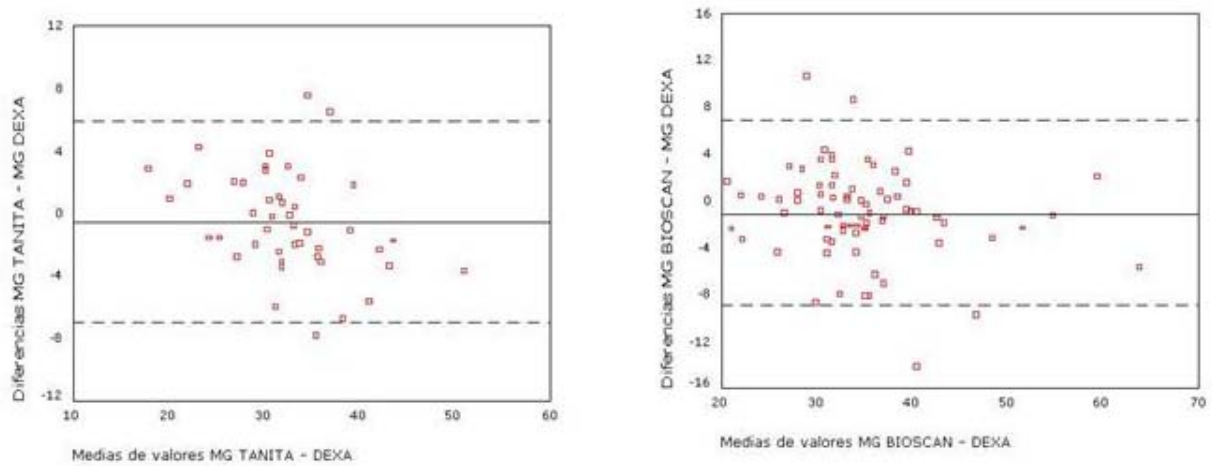


Figura 142. Análisis de Bland-Altman para la MG estimada por las ecuaciones de TANITA y BIOSCAN.

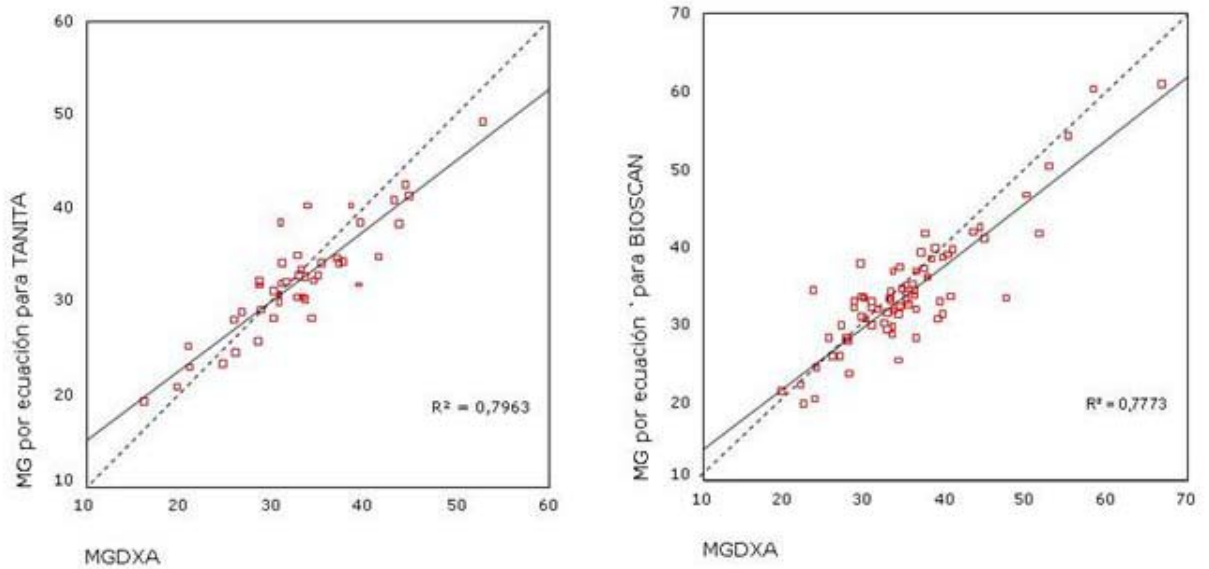


Figura 143. Gráficos de regresión para la MG estimada por las ecuaciones de TANITA y BIOSCAN.

En las figuras 142 y 143 se pueden observar los análisis de Bland-Altman y los gráficos de regresión para los modelos matemáticos desarrollados para TANITA y BIOSCAN, ambos modelos infraestiman ligeramente la MG en 0,5254 Kg. y 1,0216 Kg., respectivamente, siendo la precisión similar para ambos modelos; el análisis de la concordancia frente a DEXA mostró unos CCI de 0,8794 (IC 95%: 0,7929 – 0,9312) y 0,8718 (IC 95%: 0,8007 – 0,9182) para TANITA y BIOSCAN respectivamente.

V. DISCUSIÓN

1. Introducción.

La clasificación y valoración del peso corporal de un individuo se realiza actualmente atendiendo al valor de su IMC, según los últimos criterios de la OMS y de la SEEDO(398;471) ya descritos anteriormente, y que establecen tres categorías fundamentales: normopeso 18,5 – 24,99 Kg/m², sobrepeso 25 – 29,99 Kg/m², y obesidad \geq 30 Kg/m², estos valores están basados en estudios observacionales de morbimortalidad.

El IMC es un parámetro fácil de utilizar en clínica como indicador de sobrepeso, sin embargo se cuestiona su fiabilidad como sustituto de la medida de la MG corporal a pesar de la correlación significativa existente entre IMC y la medida de MG y su porcentaje(485;645-647), ya que si se emplea como único criterio el IMC existe riesgo de clasificar como portadores de exceso de peso a los individuos con masa muscular elevada y, por el contrario, sujetos con IMC en el rango considerado normal pueden presentar un porcentaje elevado de MG(22;200), de tal forma que, según algunos autores, el IMC solamente diagnosticaría el 50% de los individuos obesos si se utilizara como único parámetro(647); también se ha comprobado en diversos estudios que el IMC muestra diferencias en su correlación con el porcentaje de MG en individuos de distinta raza(22;486;506;620;622;648), además de una reducida sensibilidad para detectar individuos con alto contenido en MG(649); y en distintos grupos de edad(623), ya que los ancianos presentan un mayor porcentaje de MG para un mismo valor de IMC, y estado fisiológico(621); esto llevaría a errores de clasificación, principalmente en el rango denominado preobesidad; por lo que algunos autores señalan que valores de corte de IMC de 23 Kg/m² podrían mejorar el diagnóstico de obesidad en mujeres situadas en el intervalo de 20 a 45 años(650) y un valor de corte de 25 Kg/m² sería más adecuado en mujeres de edad avanzada, y en el caso de los varones, aunque los datos son más escasos el valor de corte propuesto sería similar(200).

Otros investigadores sugieren que establecer los valores de IMC en 25 y 27 Kg/m², para mujeres y hombres respectivamente, incrementaría la sensibilidad para el diagnóstico de obesidad en determinadas poblaciones(622); alternativamente, en otros estudios, se propone que los puntos de corte basados únicamente en el IMC, para definir preobesidad y obesidad, podrían no ser adecuados en todas las poblaciones (486;505;651;652); estas observaciones y las anteriores forman parte del debate en torno al IMC como estimador preciso de la adiposidad, y de la validez de sus categorías en las diferentes poblaciones y grupos etarios, sugiriendo que el análisis de la composición corporal y la distribución de la MG podría ser más útil para identificar a los individuos con riesgo de desarrollar complicaciones metabólicas ligadas al exceso de peso(647).

Un parámetro usado ampliamente para relacionar la composición corporal con el estado de salud es el porcentaje de MG, este parámetro tampoco está exento de limitaciones, ya que al ser un valor que relaciona la MG con el peso corporal, está omitiendo las variaciones en el peso debidas a cambios en la MLG entre los individuos, además de que la relación del IMC con el porcentaje de MG está influenciada por la etnia, así dos sujetos del mismo peso tendrán diferentes porcentajes de MG si tienen similar MLG pero diferente MG, o viceversa, y es obvio que no se trata de la misma situación a efectos de estimar la adiposidad del individuo, (200); esta limitación es particularmente importante en las etapas de crecimiento y desarrollo en que se ha observado que gran parte de la variabilidad del IMC no se debe a variabilidad en la adiposidad(653), y hace más evidente la necesidad de estimar los valores absolutos de MG y MLG y su papel individualizado dentro del análisis de la composición corporal, en este estudio hemos observado que existen individuos que no presentan un elevado porcentaje de MG como cabría esperar según el valor observado del IMC, existiendo superposición de valores del porcentaje de MG entre diferentes rangos de IMC, como ya se observó en otras poblaciones de sujetos(647), aunque en este estudio sería más asumible al tratarse de individuos con exceso de peso.

En estudios de cohortes prospectivos se ha observado que el IMC presenta una relación en forma de U con las cifras de mortalidad, de tal forma que valores bajos y altos de IMC se corresponden con cifras elevadas de mortalidad, correspondiendo la cifra más baja a un valor aproximado de IMC de 27 Kg/m², aunque este valor puede variar, según otros autores, debido al efecto de la edad, el sexo y la raza(500); esto se interpretaría en el contexto de los efectos contrapuestos de la MLG y MG sobre la salud, en el sentido de que valores bajos de IMC se corresponden con disminución en el contenido de MLG y un consiguiente aumento del riesgo, que iría disminuyendo a medida que el IMC aumenta a expensas de la MLG, hasta que pasado un determinado nivel si el IMC aumenta vuelve a incrementarse el riesgo a expensas del aumento en el contenido de MG, esto sugiere la necesidad de individualizar las fracciones de IMC debidas a MG y MLG(502), y relacionar ambas fracciones con la estatura mediante los índices IMG e IMLG.

Como consecuencia de lo anterior, es importante disponer de métodos que estimen más exactamente MLG y cantidad de MG, que sean de fácil aplicación en la clínica diaria y en estudios de campo; aunque el IMC mantenga su utilidad como parámetro básico en la valoración clínica inicial de todo individuo debido a la sencillez de su obtención y a lo reducido del equipamiento necesario(620), son necesarios valores de referencia de MG específicos para cada población(486); ya que se ha establecido que es el exceso de MG, más que el exceso de peso, el que define a la obesidad como una entidad patológica; estudios recientes ya han investigado sobre los rangos de MG considerados como saludables(22).

En el caso particular de la obesidad, es de gran utilidad contar con métodos accesibles y de fácil realización que sirvan para estimar el porcentaje y/o el valor absoluto de MG en la evaluación inicial del paciente, debido al excesivo coste y necesidad de personal cualificado de

otros métodos de mayor validez y considerados de referencia para la valoración del compartimento graso, como el DEXA y las técnicas de imagen RMN y TC, no exentas de riesgos en caso de exploraciones repetidas en caso de la TC; otros métodos de composición corporal por su sofisticación y coste se reservan a la investigación, como el AAN, y métodos usados para validación como las técnicas dilucionales o la HD, además, requieren una elevada cooperación por parte del sujeto.

Clásicamente la medida de la MG se realizaba a partir de modelos matemáticos que incluían medidas antropométricas, ya quedó descrito en apartados anteriores las limitaciones de parámetros como IMC, pliegues corporales, etc., más evidentes, cuanto más severa es la obesidad.

2. Modelos matemáticos por BIA.

Un método que reúne características de facilidad de empleo, sin excesivo coste, que no requiere entrenamiento altamente cualificado y no invasivo para el paciente es el BIA, con la posibilidad de ser empleado en clínica diaria; la rapidez de exploración, y su portabilidad le permite ser empleado en diversos contextos como la cabecera del paciente y en estudios poblacionales; con la particularidad de que el BIA puede distinguir entre MG y MLG, y presenta una mejor correlación con el porcentaje de MG, lo que no ocurre con la simple valoración del IMC(70;654;655); más concretamente, el modelo de BIA monofrecuencia es el más empleado para la estimación del ACT, MLG y MG; una vez obtenidos los valores de MG y MLG, se pueden obtener los IMLG y IMG, descritos anteriormente, y considerados como indicadores más fiables del riesgo asociado a la obesidad, y de la evolución de los pacientes sometidos a tratamiento, ya que por ejemplo en caso de los pacientes sometidos a cirugía bariátrica el objetivo es la pérdida de MG, de la cual el peso y el IMC son indicadores indirectos(219), obteniéndose también buenos resultados frente a técnicas de referencia en individuos sometidos a reducción de peso en intervenciones a corto plazo(656).

Se debe mencionar como aplicación del BIA, el caso particular de la obesidad sarcopénica, como resultado de diversos condicionantes mencionados anteriormente, tiene especial interés debido a que es un estado de exceso relativo de MG respecto del peso corporal, acompañado de una reducción en la MLG; estas variaciones, que definen un subtipo de obesidad, precisan un método que estime de forma más fiable la MLG y el porcentaje de MG que los modelos basados en el IMC, y que sea capaz de discernir entre ambos compartimentos detectando los casos de sujetos obesos con reducción de MLG(657), lo que podría conllevar ajustes específicos en el tratamiento de estos pacientes, y a detectar pacientes con riesgo de mortalidad elevado en el contexto de ciertas patologías que inducen malnutrición(509).

Entre las limitaciones que presenta el BIA, como mencionamos anteriormente y de forma similar a otros métodos de composición corporal que utilizan modelos matemáticos estimativos(658), es de destacar que en sus estimaciones debe emplear fórmulas específicas para la población que se investigue e incluir las variables biológicas de influencia dentro de los modelos; como ya ha sido ampliamente comentado en la literatura(70;294;308;655;659-661), debido al riesgo de error en las estimaciones si empleamos fórmulas desarrolladas en individuos de distinta raza, sexo, estado físico, grupos de edad diferentes, estado patológico subyacente, etc.; esto también puede ocurrir en caso de aplicar fórmulas desarrolladas en sujetos con normopeso a obesos(213); ya que el BIA estima ACT, y la relación de esta con el peso presenta diferencias atribuibles al contenido de MG, también se debe resaltar que, debido a los principios biofísicos en los que se basa el BIA, el modelo monofrecuencia es relativamente insensible a los cambios de MG que ocurren en el tronco, lo que es particularmente importante en los casos de obesidad severa(219;239).

2.1. Especificidad de los modelos matemáticos para BIA.

Se han publicado numerosos modelos matemáticos basados en BIA para estimar ACT, MG y MLG en poblaciones diferentes (Tablas 14 y 15), que han obtenido valores diversos en los coeficientes de regresión y en errores de estimación, existiendo excelentes revisiones en la literatura sobre este aspecto(193;204), pero son escasos los estudios dirigidos al desarrollo de modelos matemáticos predictivos en pacientes con sobrepeso y/o obesidad(209;294;625); varios de los trabajos publicados están realizados con muestras inferiores a 100 sujetos con BIA multifrecuencia y espectroscópica, valorando el contenido de ACT, siendo también escasos los modelos que estiman MLG y porcentaje de MG(289).

Habitualmente los sujetos con exceso de peso forman parte de una muestra más amplia constituida por individuos con normopeso; uno de estos estudios es el clásico trabajo de Segal y cols.(209), que desarrolla ecuaciones específicas para su aplicación en sujetos con exceso de MG, pero previamente habría que seleccionar los individuos a los que se puede aplicar la fórmula mediante otra técnica, en este caso se clasifica a los individuos según el porcentaje de MG mediante plicometría por las fórmulas de Durnin-Womersley, lo que supone un motivo de crítica para otros autores, que encuentran que un porcentaje importante de sujetos pueden ser erróneamente clasificados con este método(643).

El BIA emplea la impedancia que produce el paso de una corriente eléctrica a través del organismo para realizar las estimaciones de composición corporal, esta impedancia dependerá de la longitud, volumen y resistividad de los materiales atravesados; en el organismo, el conductor es el agua corporal que contiene los electrolitos, si se asume que la resistividad es constante, y se asimila la longitud del conductor con la talla del individuo, se puede estimar el ACT, y, asumiendo que esta constituye una fracción fija de la MLG del 73%, se puede estimar la composición corporal; pero estas asunciones condicionan el uso de los modelos matemáticos para BIA a las poblaciones en las que se

desarrollan, incluso influyen en las variaciones interindividuales que presenta el BIA entre sujetos de la misma población.

Como se ha comprobado en este trabajo, la MLG estimada por TANITA mediante el modelo matemático incluido en el equipo presentó mayor error por sobreestimación, menor precisión y menor grado de acuerdo respecto a DEXA que la ecuación específicamente desarrollada para nuestra población, y análogamente también se encontraron diferencias significativas en la estimación de la MG, con dependencia del contenido en MG del sujeto; al no disponer del modelo matemático empleado por el TANITA no fue posible constatar las características de la población a partir de la cual fue desarrollado.

La conveniencia de desarrollar modelos predictivos específicos para obesos basados en BIA ya fue mencionada en la literatura (294;520;633;662), debido a que pueden producirse errores, como se comentó en párrafos anteriores, por infraestimación en el porcentaje de MG cuando se aplican modelos matemáticos obtenidos en sujetos no obesos, ya que la obesidad conlleva cambios en las propiedades eléctricas de los tejidos causadas por alteraciones en el compartimento de agua corporal y cambios en la geometría corporal(289;520), respecto al sujeto con normopeso; en este trabajo se obtienen diferencias, en mayor o menor grado, si se aplican fórmulas estimativas desarrolladas en otras poblaciones, en concordancia con lo observado en un estudio comparativo entre varios modelos matemáticos, en el que se enfatiza el riesgo de aplicar ecuaciones desarrolladas en sujetos con normopeso a obesos(663); otros autores(625;664) no encuentran diferencias significativas entre el modelo desarrollado en su muestra y otras ecuaciones publicadas, sin embargo, como se refiere en uno de los estudios, en el plano teórico las ecuaciones basadas en amplios rangos de peso corporal y porcentaje de MG podrían ser adecuadas, aunque las ecuaciones específicas según el grado de adiposidad deberían mostrar el

mejor ajuste(625), coincidiendo con lo publicado en las primeras etapas de aplicación del BIA en composición corporal(634).

2.2. El DEXA como técnica de referencia.

Algunas técnicas de referencia empleadas para validar las ecuaciones desarrolladas con el BIA presentan, entre otras limitaciones, las derivadas del tamaño corporal del sujeto, como se ha descrito para el caso de el DEXA; de acuerdo con esto hay autores que consideran que debería aplicarse en casos de normopeso y obesidad moderada(70), y, si bien algunos autores observan buena correlación de la MG estimada por DEXA frente a AAN en sujetos con un amplio rango de peso corporal(665), consideran que los estados de hidratación alterados, como en caso de la obesidad, podrían introducir errores en la determinación de MG por el DEXA, en otros trabajos se argumenta que estos errores tendrían escasa repercusión clínica, como se comentó anteriormente.

Por esto, y no obstante lo anterior, el DEXA es empleado como la técnica de referencia para comparar las estimaciones de MG y MLG obtenidas por BIA y para el desarrollo de ecuaciones basadas en BIA en varios trabajos publicados(213;633;639;655;659;666;667), en este trabajo se toma como referencia la MG estimada por DEXA y el peso antropométrico del individuo para evitar posibles errores en el cálculo del peso por parte del DEXA, la diferencia entre peso antropométrico y MG por DEXA es la MLG empleada como variable dependiente para construir los modelos estimativos para ambos equipos de impedancia, BIOSCAN y TANITA.

Si se tiene en cuenta que los métodos de referencia con mayor grado de validez y precisión para desarrollar modelos matemáticos son las técnicas multicompartimentales(519;665) que únicamente están al alcance de un número muy limitado de centros y presentan inconvenientes como alto costo y posibilidad de intolerancia por parte de los sujetos sometidos a estudio, el DEXA, por su accesibilidad, se ha

establecido como método habitual para determinar valores de MG y MLG(360;369;406;494;668-671); en casos de obesidad severa se ha postulado el análisis de los hemicuerpos del paciente como estimadores de los valores de composición corporal en cuerpo entero para obviar las limitaciones técnicas de los aparatos de DEXA(546); en este trabajo se analizó una muestra de pacientes con este método, pero no se encontraron diferencias significativas respecto a las estimaciones obtenidas en cuerpo entero.

2.3. Modelos matemáticos estimativos para MLG y MG.

El objetivo de este estudio ha sido desarrollar ecuaciones predictivas para la estimación de MLG y MG por impedancia bioeléctrica en individuos con sobrepeso y obesidad de la población española.

Los modelos matemáticos generales desarrollados en este trabajo presentan un elevado coeficiente de determinación, en cuanto a proporción de varianza de la MLG explicada por las variables incluidas en el modelo, 92,80% para el modelo correspondiente a TANITA y 91,40% para BIOSCAN, y un EEE de 3,2960 Kg. y 3,1770 Kg., respectivamente, menores que otros modelos desarrollados en obesos(633) y similares a otros estudios (215;216;224), estos EEE pueden considerarse entre buenos y muy buenos, según las clasificaciones publicadas por otros autores, teniendo en cuenta el error asociado a los métodos de referencia(204); los CV para los modelos desarrollados fueron de 6,29% y 6,39% para TANITA y BIOSCAN, respectivamente, similares a otros modelos publicados(616).

El rango de error por infra y sobreestimación, al 95% de confianza, fue de - 8,72 Kg. y 8,30 Kg., y -9,83 Kg. y 7,94 Kg. para TANITA y BIOSCAN, respectivamente; este rango de estimación es similar al obtenido en la valoración de otras ecuaciones para BIA empleadas en obesos ya publicados(624;647;663); y puede ser asumido cuando se aplica a estudios de población amplios y en la práctica clínica(70); ya que,

de acuerdo con otros autores, es previsible que aparezcan mayores errores de predicción cuando se aplican ecuaciones a un solo individuo, como ocurre en el ámbito clínico, que cuando se aplican a nivel poblacional(16;671).

La selección de variables independientes, incluidas como predictoras en los modelos matemáticos estimativos de MLG, se realizó según el valor de los respectivos coeficientes de correlación de cada variable con la variable MLG, y teniendo en cuenta sus relaciones biológicas y las bases físicas sobre las que se fundamenta el BIA; así la talla se relaciona con la longitud del conductor, la edad, sexo y peso, son variables que influyen en la composición corporal y que deben ser incluidas en modelos matemáticos globales que engloban amplios rangos de edad y peso, estas variables incrementan la capacidad predictiva de los modelos matemáticos, como se ha descrito previamente(639).

Se obtuvo un coeficiente de correlación más elevado, respecto a la MLG, para el IR que para el valor de la impedancia; en ambos modelos, BIOSCAN y TANITA, el IR supuso el 66% y 69,20% de la varianza de la MLG, mientras que para la impedancia los valores fueron de 27,70% y 25,40%, respectivamente, por lo que el IR se incluyó como variable predictiva.

De forma similar a los sujetos con normopeso, el IR sigue siendo el principal estimador del ACT en los modelos monofrecuencia de BIA a 50 kHz., como ya se había descrito con anterioridad(292), y, si introducimos el peso, es el principal estimador de la MLG, lo que concuerda con el dato biológico de que el agua representa entre el 40 y el 60% del peso corporal variando según factores como edad, sexo y raza(123;670;671), y se acepta que constituye aproximadamente el 73% de la MLG del individuo sano, esta asunción fue objeto de una revisión reciente y los autores proponen unos valores de hidratación de la MLG entre el 72 y el 74% para

todos los rangos de edad, y una variación aproximada debida a causas biológicas del 2%(541).

A diferencia de lo observado por otros autores(216), la posterior adición al modelo de la impedancia no mejoró la capacidad predictiva de los modelos desarrollados y suponía añadir problemas de colinealidad; el resto de variables antropométricas como pliegues y circunferencias no aportan capacidad predictiva significativa a las ecuaciones para estimar MLG, esto concuerda con el concepto de que estos parámetros son estimadores indirectos de la MG.

Los modelos obtenidos para BIOSCAN y TANITA se han validado en una muestra independiente de sujetos con sobrepeso y obesidad de características similares a las muestras empleadas en el desarrollo de las ecuaciones; se obtuvo mejor resultado en el caso de la ecuación para TANITA, con un EP de 3,5636, frente al EEE en la muestra de desarrollo del modelo de 3,2960 lo que haría más adecuado este modelo para su aplicación a nivel individual; en el caso de la ecuación para BIOSCAN el valor del EP fue de 8,7883 frente a un EEE en la muestra de desarrollo de 3,1770. Los CV para la MLG estimada por los modelos en las muestras de validación fueron de 18,83% y 19,23% para TANITA y BIOSCAN, respectivamente, menores que la MLG estimada a partir de DEXA, que presentó un valor de 22%.

Los CCI para la MLG estimada por las ecuaciones en las muestras de validación para ambos modelos y la determinada por DEXA mostraron un grado de acuerdo excelente con valores de 0,9590 y 0,9395 para TANITA y BIOSCAN respectivamente.

El análisis gráfico de las diferencias frente a DEXA por el método de Bland y Altman mostró que más del 95% de los casos en las muestras de validación estaban dentro del rango de la media \pm 2 desviaciones estándar, lo que constituye un parámetro adicional de validación de los modelos matemáticos desarrollados, expresando que los modelos

desarrollados presentan una gran fiabilidad desde el punto de vista estadístico.

Como se ha comentado anteriormente, el rango de estimación de valores de MLG es similar al publicado por otros autores y puede mantenerse el criterio de utilidad del BIA en estudios a nivel poblacional, con un margen de error asumible; se ha observado que este error tiende a incrementarse en los sujetos con valores de MLG más elevados, en los que los modelos para BIA publicados y los desarrollados en este trabajo muestran mayor error por defecto en la estimación de la MLG respecto a los valores estimados por DEXA, lo que conduce a una sobreestimación del compartimento graso en estos individuos; estos resultados también fueron observados en un estudio reciente(624).

En un análisis posterior, y como complemento a la verificación de la validez externa de los modelos matemáticos desarrollados, se estimó la MG restando la MLG obtenida por las ecuaciones al peso antropométrico en los sujetos de las muestras de validación, y se obtuvieron resultados similares a los comunicados en otras poblaciones para BIA monofrecuencia(624), en el sentido de una buena concordancia con DEXA y una ligera infraestimación de la MG, en nuestro caso, el intervalo de concordancia fue más amplio para el modelo correspondiente a BIOSCAN.

3. Aplicación de ecuaciones para BIA desarrolladas en otras poblaciones.

La aplicación de ecuaciones desarrolladas en otras poblaciones a sujetos de nuestra muestra presenta resultados dispares en cuanto al valor medio de las diferencias respecto a los valores de referencia; por ejemplo, en el caso de los modelos desarrollados por Segal y cols. para mujeres y varones con obesidad, el modelo A de Heitmann para mujeres(209;224) y el modelo global B propuesto por Deurenberg y cols.(638), observamos que se obtienen las estimaciones más fiables en sujetos de nuestra población aunque se mantienen diferencias

significativas respecto a los modelos matemáticos desarrollados en este trabajo, reforzando el concepto de la necesidad de disponer de ecuaciones específicas para BIA que obtengan estimaciones más precisas en las diferentes poblaciones (289;520;655;662); en relación con la valoración de modelos desarrollados en otras poblaciones, se ha argumentado que cuando se analizan ecuaciones para BIA, podrían mostrar mayor concordancia si se emplean como referencia los mismos métodos utilizados en su desarrollo(625).

Todos los modelos matemáticos globales analizados sobreestiman la MLG, a excepción del modelo de Kyle y cols. y el modelo C de Deurenberg y cols.(301) en que ocurre lo contrario; la ecuación global B de Deurenberg y cols.(638) presenta mejor precisión y menor error respecto al modelo de BIOSCAN que los modelos A y C de Deurenberg y cols., Kyle y cols., y Van Loan y cols.(213;215;301;637); el modelo de Kyle y cols. está desarrollado con impedancia a 5 KHz. e incluye la reactancia como variable independiente; sin embargo debido a que con frecuencias de 5 KHz. o menos la corriente pasa por el AEC y la reactancia es mínima(203), se podría despreciar y asumir que la impedancia es equivalente a la resistencia en la variable IR de la ecuación, por este motivo se incluye en este estudio.

Por otro lado Kyle y cols. justifican la inclusión de la reactancia como variable predictiva en el modelo, en lugar de la edad, porque observan que es un indicador más representativo de la disminución de la MLG debida a la edad, que el incremento de resistencia correspondiente (213), y argumentan que la baja validez de algunos modelos matemáticos para BIA podría deberse al hecho de no incluir la reactancia como variable predictiva, pero este argumento contrastaría con el hecho de la baja significación de la reactancia en este rango de frecuencias, como ya se ha comentado; a pesar de esto los autores observan que si sustituyen la reactancia por la edad disminuye el porcentaje de varianza explicado por el modelo, del mismo modo, aplicando otros modelos, como el de Segal y

cols.(209), desarrollados en sujetos de hasta 62 años, presentarían errores de estimación al no reflejar los cambios que ocurren en la MLG en mayores de 65 años, y concluyen que la reactancia sería esencial como variable predictiva en modelos que se apliquen a poblaciones con amplios rangos de edad.

A diferencia del estudio de Kyle y cols., que incluye sujetos hasta 94 años, en el presente estudio los pacientes presentan un máximo de 75 años, y, de acuerdo con otro trabajo de Kyle y cols.(672) la pérdida es mayor para la masa muscular esquelética comparada con la MLG, y continúa disminuyendo en edades superiores a los 75 años; debido a estas consideraciones se decidió incluir el modelo de Kyle y cols., obviando el término debido a la reactancia, para compararlo con la ecuación para BIOSCAN.

Todos los modelos que sobreestiman la MLG presentan los mayores errores de sobreestimación en los individuos de menor contenido en MLG, con una mayor dispersión de los valores a medida que aumenta el contenido de MLG, poco concordantes con la técnica de referencia.

El modelo B de Deurenberg y cols.(638), presenta una precisión similar al modelo A de Deurenberg y cols.(215) y Kyle y cols.(213), pero con menor error comparado con la ecuación para BIOSCAN, y es el que presenta mayor grado de acuerdo con DEXA, con el CCI más elevado y menor ET y error absoluto en la estimación de MLG que el resto de los modelos, aunque mantiene una tendencia a mayores errores por infraestimación a medida que aumenta el contenido de MLG; se puede concluir que, como se describió en el apartado resultados, todos los modelos globales analizados muestran menor concordancia y mayor error respecto a DEXA que el modelo específico para BIOSCAN desarrollado en este trabajo.

En el análisis comparativo mediante regresión MPO entre los modelos globales y DEXA, también se observa que los modelos de Kyle y B de Deurenberg presentan los mejores resultados entre los modelos estudiados, sin embargo ambos modelos presentan un error fijo y proporcional estadísticamente significativo, por el contrario el modelo global para BIOSCAN desarrollado en este estudio presenta el mayor porcentaje de varianza explicada y ausencia de error fijo y proporcional estadísticamente significativos (Tabla 43).

Entre los modelos matemáticos desarrollados de forma independiente para varones y mujeres, hemos observado que al aplicarlos a nuestra población, los modelos que presentan mejor ajuste en los pacientes de sexo femenino y la concordancia más elevada con DEXA son las ecuaciones A de Heitmann y la de Segal y cols.(209;224), ambas sobreestiman la MLG y también muestran un error y precisión similares, como ocurre con el modelo de Guo y cols.(16), pero en este caso la sobreestimación media es más elevada; el modelo de Deurenberg y cols.(298), que infraestima la MLG, y los modelos de Lukaski y cols.(228) y el de Gray y cols. para mujeres no obesas(294), aunque muestran una menor diferencia media comparada con la técnica de referencia, al analizar sus ecuaciones se observa mayor error y menor precisión, que en el caso de las ecuaciones de Segal y cols. y A de Heitmann y cols.; el modelo de Gray y cols. para mujeres obesas(294) presenta mayor diferencia por infraestimación de MLG, comparado con DEXA, mostrando los mayores errores en los sujetos con mayor contenido en MLG. El modelo de Lohman(204) para mujeres presenta una sobreestimación elevada de la MLG y una correlación mediocre con DEXA.

El modelo de Jakicic y cols.(633) que incluye entre las variables predictoras el IR muestra un comportamiento similar al de Segal y cols. y A de Heitmann en cuanto a sobreestimación de la MLG, incluyendo una mejor precisión, sin embargo su comparación con la técnica de referencia muestra una mayor dependencia relacionada con el contenido en MLG,

con sobreestimaciones en los sujetos con menor contenido de MLG e infraestimaciones en los de mayor MLG, observándose una menor concordancia respecto a DEXA que los modelos citados de Segal y cols. y A de Heitmann, aunque tanto el modelo de Guo y cols. como el de Jakicic y cols. con IR muestra un grado de acuerdo bueno respecto a DEXA.

A diferencia de otros modelos analizados las ecuaciones de Lukaski y cols., Guo y cols., Hendel y cols y Lohman(16;204;228;625) no muestran tendencias relacionadas con el contenido en MLG de las pacientes de sexo femenino, pero presentan un mayor rango de error que el modelo desarrollado para BIOSCAN.

El modelo de Jakicic y cols.(633) que incluye la R como variable predictora presenta nula concordancia con DEXA; el modelo de Sun y cols.(216) aunque presenta un error y precisión similares a los de Segal y cols. y Heitmann, muestra mayores diferencias por sobreestimación en la MLG.

Los modelos de Kotler y cols., B de Heitmann y Wang y cols.(191;618;639) para mujeres presentan una precisión y concordancia similares en la estimación de la MLG respecto a la técnica de referencia, aunque el modelo de Wang y cols. presenta el menor error medio en valor absoluto, los modelos B de Heitmann y Kotler y cols. producen errores medios por sobreestimación , mientras que el modelo de Wang y cols. muestra infraestimación de la MLG.

Todos los modelos analizados presentan peor ajuste que el modelo global desarrollado para BIOSCAN y aplicado a los individuos de sexo femenino, y son los modelos A de Heitmann y el de Segal y cols.(209;224) los que presentan una mayor concordancia respecto a DEXA, el modelo aplicado por Hodgdon y cols.(634) aplicado a nuestra población presenta un error de estimación para la MLG muy elevado con nula concordancia frente a DEXA.

En el análisis mediante regresión MPO realizado para los modelos aplicados en el sexo femenino, se observa que, nuevamente, el modelo global para BIOSCAN presenta el mayor porcentaje de varianza explicada, los mejores valores en cuanto a error fijo y proporcional respecto a DEXA, sin alcanzar significación estadística y con los rangos de intervalo de confianza más estrechos, en comparación con el resto de modelos estudiados, con este método de análisis los modelos de Deurenberg, Lukaski, Gray para no obesas, Guo y Hendel(16;228;294;298;625), aunque no presentan errores fijo y proporcional estadísticamente significativos, son inferiores al modelo global para BIOSCAN, con un menor porcentaje de varianza explicada (Tabla 44).

En los modelos desarrollados para varones, el modelo de Segal y cols.(209) es el que muestra mejor ajuste al ser aplicado a nuestra muestra de individuos de sexo masculino, con un error y precisión similares al modelo de BIOSCAN, y una discreta diferencia en la concordancia con la técnica de referencia, sin embargo el modelo para BIOSCAN presenta menor error por sobreestimación; el modelo de Kotler y cols.(191) tiene una precisión similar al modelo para BIOSCAN y discretamente superior al modelo de Segal pero el error por sobreestimación es mucho mayor y solo consigue un acuerdo con DEXA de rango moderado; el modelo de Sun y cols.(216) presenta un comportamiento similar aunque con mayor error y menor precisión, al igual que el modelo B de Heitmann(618), pero esta ecuación infraestima la MLG y es la que más se aproxima al error medio observado por el modelo global de BIOSCAN en varones, pero con menor precisión; de forma análoga, los modelos de Guo y cols. y Hendel y cols.(16;625) presentan una precisión y error similar al modelo de Sun y cols., estos tres modelos consiguen un grado de acuerdo equivalente respecto a DEXA dentro del rango definido como bueno.

Los modelos de Deurenberg y cols. y Lukaski y cols.(228;298) para varones muestran los mayores errores por infraestimación, la menor

precisión y menor concordancia con DEXA de todos los modelos analizados; los modelos restantes de Gray y cols. A de Heitmann y el de Wang y cols.(224;294;639) presentan cifras similares de precisión y error medio, los dos primeros por infraestimación y el tercero por sobreestimación, siendo la ecuación A de Heitmann la que muestra buena concordancia con DEXA, mientras que los otros dos modelos solo consiguen un grado de acuerdo moderado, el modelo de Lohman para varones(204) muestra una precisión similar a los anteriores, aunque con mayor sobreestimación media de la MLG y una concordancia moderada frente a DEXA.

Por lo tanto, en el análisis de los modelos aplicados a varones, y atendiendo a los criterios de errores de estimación en la MLG y grado de acuerdo respecto a DEXA, los mejores resultados se obtuvieron con los modelos de Segal y cols., B de Heitmann y Guo y cols.(16;209;618)

Los análisis mediante regresión MPO en varones muestra que el modelo para BIOSCAN global aplicado exclusivamente a varones presenta un error fijo y proporcional estadísticamente significativo frente a DEXA, a diferencia de los modelos de Segal, Sun, Lukaski, Gray, Guo y Heitmann B (16;209;216;228;294;618) desarrollados para varones, aunque los intervalos de confianza para el modelo de BIOSCAN son similares a los modelos de Deurenberg y Gray(294;298), y en caso del error proporcional el intervalo de confianza es similar a otros modelos, para BIOSCAN es estadísticamente significativo frente a DEXA; no obstante se debe apuntar que se ensayó un modelo global para BIOSCAN que incluía como variable explicativa la impedancia, en lugar del índice de resistencia, observándose que el error fijo disminuye de valor, y se aproximaba a los otros modelos para varones, aunque este modelo global obtenía un valor aceptable en cuanto a la varianza explicada, sin embargo los coeficientes de las variables incluidas en este modelo no resultaron significativos, por este motivo, al ser un modelo que presentaría inestabilidad para ser aplicado a otras muestras de pacientes, no se incluyó en este trabajo.

Para finalizar, se puede concluir que, entre los modelos globales analizados, la ecuación específicamente desarrollada para BIOSCAN en sujetos de nuestra población presenta el menor error y la mayor precisión que el resto de ecuaciones estudiadas, siendo el modelo B de Deurenberg y cols.(638) el más aproximado a nuestra población y una concordancia muy buena con DEXA, pero con mayor error por sobreestimación en la MLG y mayor ET respecto a la técnica de referencia, el modelo de Kyle y cols. modificado(213) también obtendría buenos resultados, teniendo en cuenta que está realizado con diferente frecuencia.

4. Limitaciones del estudio.

Todos los sujetos de este estudio cumplen criterios de sobrepeso y obesidad de acuerdo a los rangos de IMC vigentes en la actualidad, aunque los modelos matemáticos obtenidos muestran un alto grado de acuerdo con la técnica de referencia empleada, deben tenerse en cuenta las posibles influencias de factores inherentes a los individuos con exceso de adiposidad en el grado de acuerdo entre los modelos matemáticos desarrollados y el método de referencia, como la geometría corporal y las alteraciones en la hidratación en el BIA, ya que este método es más sensible a los cambios de hidratación que el DEXA; y el espesor de las capas de tejido y el tamaño corporal en los compartimentos estimados por DEXA, sin embargo el DEXA, como método de referencia, presenta la ventaja, sobre otras técnicas de composición corporal, de medir la grasa corporal situada en otros tejidos diferentes al tejido adiposo y estar mínimamente influenciado por las variaciones de los compartimentos hídricos, como se comentó en los apartados correspondientes.

VI. CONCLUSIONES

1. Se presentan los primeros modelos matemáticos de composición corporal para estimación de la MLG y MG mediante BIA en pacientes de población española con sobrepeso y obesidad validados con referencia a DEXA y coeficientes de determinación superiores a 0,90.
2. La ecuación desarrollada para BIOSCAN presenta el menor error y la mayor precisión para la estimación de la MLG, con referencia a DEXA, comparada con otros modelos matemáticos de bioimpedancia a 50 KHz, aplicados a nuestra población.
3. El modelo desarrollado para TANITA presenta mayor precisión y menor error que el modelo incluido en el dispositivo para la estimación de MLG por impedancia de arco inferior.
4. La impedancia presenta diferencias significativas entre ambos equipos, TANITA y BIOSCAN, por lo que se desarrolló un modelo matemático para cada dispositivo.
5. Los modelos matemáticos estudiados, y los desarrollados en este trabajo, muestran una tendencia a la infraestimación de la MLG en los individuos con alto contenido en MLG.
6. La aplicación del BIA monofrecuencia para análisis de composición corporal precisa de modelos matemáticos adecuados a la población que se va a analizar.
7. Las ecuaciones obtenidas para estimar MLG y MG en nuestra población de pacientes con sobrepeso y obesidad, son más precisas que las ecuaciones específicas y no específicas publicadas, y pueden aplicarse para estudios individuales, y, principalmente, para estudios poblacionales en nuestro medio.

VII. BIBLIOGRAFÍA

Bibliografía

Reference List

1. Lemieux S, Prud'Homme D, Bouchard C, Tremblay A, Despres JP. Sex differences in the relation of visceral adipose tissue accumulation to total body fatness. *Am J Clin Nutr* 1993;58:463-7.
2. Ortiz O, Russell M, Daley TL et al. Differences in skeletal muscle and bone mineral mass between black and white females and their relevance to estimates of body composition. *Am J Clin Nutr* 1992;55:8-13.
3. Aloia JF, Vaswani A, Ma R, Flaster E. Aging in women--the four-compartment model of body composition. *Metabolism* 1996;45:43-8.
4. Aloia JF, Vaswani A, Feuerman M, Mikhail M, Ma R. Differences in skeletal and muscle mass with aging in black and white women. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 2000;278:E1153-E1157.
5. Aloia JF, Vaswani A, Flaster E, Ma R. Relationship of body water compartments to age, race, and fat-free mass. *J Lab Clin Med* 1998;132:483-90.
6. Aloia JF, McGowan DM, Vaswani AN, Ross P, Cohn SH. Relationship of menopause to skeletal and muscle mass. *Am J Clin Nutr* 1991;53:1378-83.
7. Aloia JF, Vaswani A, Ma R, Flaster E. To what extent is bone mass determined by fat-free or fat mass? *Am J Clin Nutr* 1995;61:1110-4.
8. Baumgartner RN, Heymsfield SB, Lichtman S, Wang J, Pierson RN, Jr. Body composition in elderly people: effect of criterion estimates on predictive equations. *Am J Clin Nutr* 1991;53:1345-53.
9. Baumgartner RN. Body composition in healthy aging. *Ann N Y Acad Sci* 2000;904:437-48.
10. Chumlea WC, Baumgartner RN, Vellas BP. Anthropometry and body composition in the perspective of nutritional status in the elderly. *Nutrition* 1991;7:57-60.
11. Movsesyan L, Tanko LB, Larsen PJ, Christiansen C, Svendsen OL. Variations in percentage of body fat within different BMI groups in young, middle-aged and old women. *Clin Physiol Funct Imaging* 2003;23:130-3.
12. Svendsen OL, Hassager C, Christiansen C. Age- and menopause-associated variations in body composition and fat distribution in healthy women as measured by dual-energy X-ray absorptiometry. *Metabolism* 1995;44:369-73.
13. Svendsen OL, Haarbo J, Heitmann BL, Gotfredsen A, Christiansen C. Measurement of body fat in elderly subjects by dual-energy x-ray absorptiometry, bioelectrical impedance, and anthropometry. *Am J Clin Nutr* 1991;53:1117-23.
14. Forbes GB. Perspectives on body composition. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2002;5:25-30.
15. Guo SS, Zeller C, Chumlea WC, Siervogel RM. Aging, body composition, and lifestyle: the Fels Longitudinal Study. *Am J Clin Nutr* 1999;70:405-11.
16. Chumlea WC, Guo SS, Kuczmarski RJ et al. Body composition estimates from NHANES III bioelectrical impedance data. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2002;26:1596-609.
17. Baumgartner RN. Age. In: Heymsfield SB, Lohman TG, Wang ZM, Going SB, eds. *Human Body Composition*. Champaign IL 61825-5076: Human Kinetics 2005:259-70.
18. Pietrobelli A, Tato L. Body composition measurements: from the past to the future. *Acta Paediatr Suppl* 2005;94:8-13.
19. St-Onge MP. Relationship between body composition changes and changes in physical function and metabolic risk factors in aging. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2005;8:523-8.

Bibliografía

20. Malina RM. Variation in Body Composition associated with sex and ethnicity. In: Heymsfield SB, Lohman TG, Wang ZM, Going SB, eds. *Human Body Composition*. Champaign IL 61825-5076: Human Kinetics 2005:271-98.
21. Wagner DR, Heyward VH. Measures of body composition in blacks and whites: a comparative review. *Am J Clin Nutr* 2000;71:1392-402.
22. Gallagher D, Heymsfield SB, Heo M, Jebb SA, Murgatroyd PR, Sakamoto Y. Healthy percentage body fat ranges: an approach for developing guidelines based on body mass index. *Am J Clin Nutr* 2000;72:694-701.
23. Faria AN, Ribeiro Filho FF, Gouveia F, Sr., Zanella MT. Impact of visceral fat on blood pressure and insulin sensitivity in hypertensive obese women. *Obes Res* 2002;10:1203-6.
24. Allemann Y, Horber FF, Colombo M et al. Insulin sensitivity and body fat distribution in normotensive offspring of hypertensive parents. *Lancet* 1993;341:327-31.
25. Cox BD, Whichelow MJ, Ashwell M, Prevost AT, Lejeune SR. Association of anthropometric indices with elevated blood pressure in British adults. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1997;21:674-80.
26. Folsom AR, Prineas RJ, Kaye SA, Soler JT. Body fat distribution and self-reported prevalence of hypertension, heart attack, and other heart disease in older women. *Int J Epidemiol* 1989;18:361-7.
27. Gillum RF, Mussolino ME, Madans JH. Body fat distribution and hypertension incidence in women and men. The NHANES I Epidemiologic Follow-up Study. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1998;22:127-34.
28. Harris MM, Stevens J, Thomas N, Schreiner P, Folsom AR. Associations of fat distribution and obesity with hypertension in a bi-ethnic population: the ARIC study. *Atherosclerosis Risk in Communities Study*. *Obes Res* 2000;8:516-24.
29. Spiegelman D, Israel RG, Bouchard C, Willett WC. Absolute fat mass, percent body fat, and body-fat distribution: which is the real determinant of blood pressure and serum glucose? *Am J Clin Nutr* 1992;55:1033-44.
30. De Simone G, Devereux RB, Kizer JR et al. Body composition and fat distribution influence systemic hemodynamics in the absence of obesity: the HyperGEN Study. *Am J Clin Nutr* 2005;81:757-61.
31. Banerji MA, Faridi N, Atluri R, Chaiken RL, Lebovitz HE. Body composition, visceral fat, leptin, and insulin resistance in Asian Indian men. *J Clin Endocrinol Metab* 1999;84:137-44.
32. Carey DG, Jenkins AB, Campbell LV, Freund J, Chisholm DJ. Abdominal fat and insulin resistance in normal and overweight women: Direct measurements reveal a strong relationship in subjects at both low and high risk of NIDDM. *Diabetes* 1996;45:633-8.
33. Chan JM, Rimm EB, Colditz GA, Stampfer MJ, Willett WC. Obesity, fat distribution, and weight gain as risk factors for clinical diabetes in men. *Diabetes Care* 1994;17:961-9.
34. Goodpaster BH, Thaete FL, Kelley DE. Thigh adipose tissue distribution is associated with insulin resistance in obesity and in type 2 diabetes mellitus. *Am J Clin Nutr* 2000;71:885-92.
35. Koh-Banerjee P, Wang Y, Hu FB, Spiegelman D, Willett WC, Rimm EB. Changes in body weight and body fat distribution as risk factors for clinical diabetes in US men. *Am J Epidemiol* 2004;159:1150-9.
36. Okosun IS. Ethnic differences in the risk of type 2 diabetes attributable to differences in abdominal adiposity in American women. *J Cardiovasc Risk* 2000;7:425-30.
37. Stolarczyk LM, Heyward VH. Assessing body composition of adults with diabetes. *Diabetes Technol Ther* 1999;1:289-96.
38. Bonora E, Targher G, Branzi P et al. Cardiovascular risk profile in 38-year and 18-year-old men. Contribution of body fat content and regional fat distribution. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1996;20:28-36.

Bibliografía

39. Bouchard C, Bray GA, Hubbard VS. Basic and clinical aspects of regional fat distribution. *Am J Clin Nutr* 1990;52:946-50.
40. Cefalu WT, Werbel S, Bell-Farrow AD et al. Insulin resistance and fat patterning with aging: relationship to metabolic risk factors for cardiovascular disease. *Metabolism* 1998;47:401-8.
41. Baumgartner RN, Heymsfield SB, Roche AF. Human body composition and the epidemiology of chronic disease. *Obes Res* 1995;3:73-95.
42. Goodpaster BH, Krishnaswami S, Harris TB et al. Obesity, regional body fat distribution, and the metabolic syndrome in older men and women. *Arch Intern Med* 2005;165:777-83.
43. Guo SS, Siervogel RM, Chumlea WC. Epidemiological applications of body composition. The effects and adjustment of measurement errors. *Ann N Y Acad Sci* 2000;904:312-6.
44. Segal KR, Dunaif A, Gutin B, Albu J, Nyman A, Pi-Sunyer FX. Body composition, not body weight, is related to cardiovascular disease risk factors and sex hormone levels in men. *J Clin Invest* 1987;80:1050-5.
45. Seidell JC, Cigolini M, Charzewska J et al. Fat distribution in relation to risk factors for cardiovascular disease and diabetes mellitus in 38 year old European men and women. *Diabetes Res Clin Pract* 1990;10 Suppl 1:S191-S194.
46. Sjostrom CD, Hakangard AC, Lissner L, Sjostrom L. Body compartment and subcutaneous adipose tissue distribution--risk factor patterns in obese subjects. *Obes Res* 1995;3:9-22.
47. Sjostrom CD, Lissner L, Sjostrom L. Relationships between changes in body composition and changes in cardiovascular risk factors: the SOS Intervention Study. Swedish Obese Subjects. *Obes Res* 1997;5:519-30.
48. Zhu S, Wang Z, Shen W, Heymsfield SB, Heshka S. Percentage body fat ranges associated with metabolic syndrome risk: results based on the third National Health and Nutrition Examination Survey (1988-1994). *Am J Clin Nutr* 2003;78:228-35.
49. Matsuzawa Y, Shimomura I, Nakamura T, Keno Y, Kotani K, Tokunaga K. Pathophysiology and pathogenesis of visceral fat obesity. *Obes Res* 1995;3 Suppl 2:187S-94S.
50. Larsson B, Bengtsson C, Bjorntorp P et al. Is abdominal body fat distribution a major explanation for the sex difference in the incidence of myocardial infarction? The study of men born in 1913 and the study of women, Goteborg, Sweden. *Am J Epidemiol* 1992;135:266-73.
51. Kerruish KP, O'Connor J, Humphries IR et al. Body composition in adolescents with anorexia nervosa. *Am J Clin Nutr* 2002;75:31-7.
52. Kirchengast S, Huber J. Body composition characteristics and fat distribution patterns in young infertile women. *Fertil Steril* 2004;81:539-44.
53. Mazess RB, Barden HS, Ohlrich ES. Skeletal and body-composition effects of anorexia nervosa. *Am J Clin Nutr* 1990;52:438-41.
54. Misra M, Miller KK, Almazan C, Worley M, Herzog DB, Klibanski A. Hormonal determinants of regional body composition in adolescent girls with anorexia nervosa and controls. *J Clin Endocrinol Metab* 2005;90:2580-7.
55. Campaigne BN. Body fat distribution in females: metabolic consequences and implications for weight loss. *Med Sci Sports Exerc* 1990;22:291-7.
56. Wannamethee SG, Shaper AG, Whincup PH. Body fat distribution, body composition, and respiratory function in elderly men. *Am J Clin Nutr* 2005;82:996-1003.
57. De Lorenzo A, Petrone-De Luca P, Sasso GF, Carbonelli MG, Rossi P, Brancati A. Effects of weight loss on body composition and pulmonary function. *Respiration* 1999;66:407-12.

Bibliografía

58. Cohn SH, Gartenhaus W, Vartsky D et al. Body composition and dietary intake in neoplastic disease. *Am J Clin Nutr* 1981;34:1997-2004.
59. Cohn SH, Vartsky D, Vaswani AN et al. Changes in body composition of cancer patients following combined nutritional support. *Nutr Cancer* 1982;4:107-19.
60. Cohn SH, Ellis KJ, Vartsky D et al. Comparison of methods of estimating body fat in normal subjects and cancer patients. *Am J Clin Nutr* 1981;34:2839-47.
61. Cohn SH, Gartenhaus W, Sawitsky A et al. Compartmental body composition of cancer patients by measurement of total body nitrogen, potassium, and water. *Metabolism* 1981;30:222-9.
62. Giacosa A, Frascio F, Sukkar SG, Roncella S. Food intake and body composition in cancer cachexia. *Nutrition* 1996;12:S20-S23.
63. Oppert JM, Charles MA, Thibault N, Guy-Grand B, Eschwege E, Ducimetiere P. Anthropometric estimates of muscle and fat mass in relation to cardiac and cancer mortality in men: the Paris Prospective Study. *Am J Clin Nutr* 2002;75:1107-13.
64. Shizgal HM. Body composition of patients with malnutrition and cancer. Summary of methods of assessment. *Cancer* 1985;55:250-3.
65. Simons JP, Schols AM, Westerterp KR, Ten Velde GP, Wouters EF. Bioelectrical impedance analysis to assess changes in total body water in patients with cancer. *Clin Nutr* 1999;18:35-9.
66. Watson WS, Sammon AM. Body composition in cachexia resulting from malignant and non-malignant diseases. *Cancer* 1980;46:2041-6.
67. Laaksonen DE, Nuutinen J, Lahtinen T, Rissanen A, Niskanen LK. Changes in abdominal subcutaneous fat water content with rapid weight loss and long-term weight maintenance in abdominally obese men and women. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2003;27:677-83.
68. Carella MJ, Rodgers CD, Anderson D, Gossain VV. Serial measurements of body composition in obese subjects during a very-low-energy diet (VLED) comparing bioelectrical impedance with hydrodensitometry. *Obes Res* 1997;5:250-6.
69. Chanoine JP, Hampl S, Jensen C, Boldrin M, Hauptman J. Effect of orlistat on weight and body composition in obese adolescents: a randomized controlled trial. *JAMA* 2005;293:2873-83.
70. Das SK, Roberts SB, Kehayias JJ et al. Body composition assessment in extreme obesity and after massive weight loss induced by gastric bypass surgery. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 2003;284:E1080-E1088.
71. Ellis KJ. Body composition, obesity, and weight loss. *J Am Coll Nutr* 1994;13:220-1.
72. Evans EM, Saunders MJ, Spano MA, Arngrimsson SA, Lewis RD, Cureton KJ. Body-composition changes with diet and exercise in obese women: a comparison of estimates from clinical methods and a 4-component model. *Am J Clin Nutr* 1999;70:5-12.
73. Frisard MI, Greenway FL, Delany JP. Comparison of methods to assess body composition changes during a period of weight loss. *Obes Res* 2005;13:845-54.
74. Funkhouser AB, Laferrere B, Wang J, Thornton J, Pi-Sunyer FX. Measurement of percent body fat during weight loss in obese women. Comparison of four methods. *Ann N Y Acad Sci* 2000;904:539-41.
75. Janssen I, Ross R. Effects of sex on the change in visceral, subcutaneous adipose tissue and skeletal muscle in response to weight loss. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1999;23:1035-46.
76. Kamel EG, McNeill G, Van Wijk MC. Change in intra-abdominal adipose tissue volume during weight loss in obese men and women: correlation between magnetic resonance imaging and anthropometric measurements. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2000;24:607-13.

Bibliografía

77. Karhunen L, Franssila-Kallunki A, Rissanen P et al. Effect of orlistat treatment on body composition and resting energy expenditure during a two-year weight-reduction programme in obese Finns. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2000;24:1567-72.
78. Kushner RF, Kunigk A, Alspaugh M, Andronis PT, Leitch CA, Schoeller DA. Validation of bioelectrical-impedance analysis as a measurement of change in body composition in obesity. *Am J Clin Nutr* 1990;52:219-23.
79. Lee S, Kuk JL, Davidson LE et al. Exercise without weight loss is an effective strategy for obesity reduction in obese individuals with and without Type 2 diabetes. *J Appl Physiol* 2005;99:1220-5.
80. Leone PA, Gallagher D, Wang J, Heymsfield SB. Relative overhydration of fat-free mass in postobese versus never-obese subjects. *Ann N Y Acad Sci* 2000;904:514-9.
81. Maffiuletti NA, Agosti F, Marinone PG, Silvestri G, Lafortuna CL, Sartorio A. Changes in body composition, physical performance and cardiovascular risk factors after a 3-week integrated body weight reduction program and after 1-y follow-up in severely obese men and women. *Eur J Clin Nutr* 2005;59:685-94.
82. Gross G, Russell JD, Beumont PJ et al. Longitudinal study of patients with anorexia nervosa 6 to 10 years after treatment. Impact of adequate weight restoration on outcome. *Ann N Y Acad Sci* 2000;904:614-6.
83. Krahn DD, Rock C, Dechert RE, Nairn KK, Hasse SA. Changes in resting energy expenditure and body composition in anorexia nervosa patients during refeeding. *J Am Diet Assoc* 1993;93:434-8.
84. Mayer L, Walsh BT, Pierson RN, Jr. et al. Body fat redistribution after weight gain in women with anorexia nervosa. *Am J Clin Nutr* 2005;81:1286-91.
85. Misra M, Soyka LA, Miller KK, Grinspoon S, Levitsky LL, Klibanski A. Regional body composition in adolescents with anorexia nervosa and changes with weight recovery. *Am J Clin Nutr* 2003;77:1361-7.
86. Wentz E, Mellstrom D, Gillberg C, Sundh V, Gillberg IC, Rastam M. Bone density 11 years after anorexia nervosa onset in a controlled study of 39 cases. *Int J Eat Disord* 2003;34:314-8.
87. Elia M, Betts P, Jackson DM, Mulligan J. Fetal programming of body dimensions and percentage body fat measured in prepubertal children with a 4-component model of body composition, dual-energy X-ray absorptiometry, deuterium dilution, densitometry, and skinfold thicknesses. *Am J Clin Nutr* 2007;86:618-24.
88. Wang Z, Wang ZM, Heymsfield SB. History of the study of human body composition: A brief review. *Am J Hum Biol* 1999;11:157-65.
89. Kyle UG, Pichard C. Dynamic assessment of fat-free mass during catabolism and recovery. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2000;3:317-22.
90. Bauer JH, Brooks CS. Body fluid composition in chronic renal failure. *Clin Nephrol* 1981;16:114-8.
91. Beddhu S, Pappas LM, Ramkumar N, Samore M. Effects of body size and body composition on survival in hemodialysis patients. *J Am Soc Nephrol* 2003;14:2366-72.
92. Cha K, Chertow GM, Gonzalez J, Lazarus JM, Wilmore DW. Multifrequency bioelectrical impedance estimates the distribution of body water. *J Appl Physiol* 1995;79:1316-9.
93. Chauveau P, Barthe N, Rigalleau V et al. Outcome of nutritional status and body composition of uremic patients on a very low protein diet. *Am J Kidney Dis* 1999;34:500-7.
94. Chen YC, Chen HH, Yeh JC, Chen SY. Body composition in hemodialysis patients--is it different from that of normal subjects? *Clin Nephrol* 2000;53:291-5.
95. Chudek J, Adamczak M, Kokot F et al. Relationship between body composition, sex hormones and leptinemia in hemodialyzed patients with chronic renal failure. *Clin Nephrol* 2002;58:431-7.

Bibliografía

96. Chumlea WC. Anthropometric and body composition assessment in dialysis patients. *Semin Dial* 2004;17:466-70.
97. Dumler F, Kilates C. Body composition analysis by bioelectrical impedance in chronic maintenance dialysis patients: comparisons to the National Health and Nutrition Examination Survey III. *J Ren Nutr* 2003;13:166-72.
98. Georgiou E, Virvidakis K, Douskas G et al. Body composition changes in chronic hemodialysis patients before and after hemodialysis as assessed by dual-energy x-ray absorptiometry. *Metabolism* 1997;46:1059-62.
99. Guida B, Trio R, Nastasi A et al. Body composition and cardiovascular risk factors in pretransplant hemodialysis patients. *Clin Nutr* 2004;23:363-72.
100. Hansen TB, Gram J, Jensen PB et al. Influence of growth hormone on whole body and regional soft tissue composition in adult patients on hemodialysis. A double-blind, randomized, placebo-controlled study. *Clin Nephrol* 2000;53:99-107.
101. Johansen KL, Kaysen GA, Young BS, Hung AM, da SM, Chertow GM. Longitudinal study of nutritional status, body composition, and physical function in hemodialysis patients. *Am J Clin Nutr* 2003;77:842-6.
102. Kamimura MA, Jose Dos Santos NS, Avesani CM, Fernandes Canziani ME, Draibe SA, Cuppari L. Comparison of three methods for the determination of body fat in patients on long-term hemodialysis therapy. *J Am Diet Assoc* 2003;103:195-9.
103. Kato A, Odamaki M, Yamamoto T et al. Influence of body composition on 5 year mortality in patients on regular haemodialysis. *Nephrol Dial Transplant* 2003;18:333-40.
104. Hill GL. Body composition research: implications for the practice of clinical nutrition. *JPEN J Parenter Enteral Nutr* 1992;16:197-218.
105. Andreoli A, Melchiorri G, Brozzi M et al. Effect of different sports on body cell mass in highly trained athletes. *Acta Diabetol* 2003;40 Suppl 1:S122-S125.
106. Bale P. Body composition and menstrual irregularities of female athletes. Are they precursors of anorexia? *Sports Med* 1994;17:347-52.
107. Damsgaard R, Bencke J, Matthiesen G, Petersen JH, Muller J. Body proportions, body composition and pubertal development of children in competitive sports. *Scand J Med Sci Sports* 2001;11:54-60.
108. Prior BM, Modlesky CM, Evans EM et al. Muscularity and the density of the fat-free mass in athletes. *J Appl Physiol* 2001;90:1523-31.
109. Zanker CL, Gannon L, Cooke CB, Gee KL, Oldroyd B, Truscott JG. Differences in bone density, body composition, physical activity, and diet between child gymnasts and untrained children 7-8 years of age. *J Bone Miner Res* 2003;18:1043-50.
110. Beunen G, Malina RM, Lefevre J et al. Size, fatness and relative fat distribution of males of contrasting maturity status during adolescence and as adults. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1994;18:670-8.
111. Bolzan A, Guimarey L, Frisancho AR. Study of growth in rural school children from Buenos Aires, Argentina using upper arm muscle area by height and other anthropometric dimensions of body composition. *Ann Hum Biol* 1999;26:185-93.
112. Braillon PM. Annual changes in bone mineral content and body composition during growth. *Horm Res* 2003;60:284-90.
113. Butte NF, Hopkinson JM, Wong WW, Smith EO, Ellis KJ. Body composition during the first 2 years of life: an updated reference. *Pediatr Res* 2000;47:578-85.

Bibliografía

114. Butte NF, Wong WW, Hopkinson JM, Smith EO, Ellis KJ. Infant feeding mode affects early growth and body composition. *Pediatrics* 2000;106:1355-66.
115. Fomon SJ, Nelson SE. Body composition of the male and female reference infants. *Annu Rev Nutr* 2002;22:1-17.
116. Molgaard C, Michaelsen KF. Changes in body composition during growth in healthy school-age children. *Appl Radiat Isot* 1998;49:577-9.
117. Motil KJ, Sheng HP, Montandon CM, Wong WW. Human milk protein does not limit growth of breast-fed infants. *J Pediatr Gastroenterol Nutr* 1997;24:10-7.
118. Nichols BL, Sheng HP, Ellis KJ. Infant body composition measurements as an assessment of nutritional status. *Basic Life Sci* 1990;55:1-14.
119. Roemmich JN, Clark PA, Mai V et al. Alterations in growth and body composition during puberty: III. Influence of maturation, gender, body composition, fat distribution, aerobic fitness, and energy expenditure on nocturnal growth hormone release. *J Clin Endocrinol Metab* 1998;83:1440-7.
120. Roemmich JN, Clark PA, Lusk M et al. Pubertal alterations in growth and body composition. VI. Pubertal insulin resistance: relation to adiposity, body fat distribution and hormone release. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2002;26:701-9.
121. Rogol AD. Growth, body composition and hormonal axes in children and adolescents. *J Endocrinol Invest* 2003;26:855-60.
122. Wells JC. Body composition in childhood: effects of normal growth and disease. *Proc Nutr Soc* 2003;62:521-8.
123. Lukaski HC. Methods for the assessment of human body composition: traditional and new. *Am J Clin Nutr* 1987;46:537-56.
124. Ellis KJ. Human body composition: in vivo methods. *Physiol Rev* 2000;80:649-80.
125. Jebb SA, Elia M. Techniques for the measurement of body composition: a practical guide. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1993;17:611-21.
126. Valtueña S, Arija V, Salas-Salvado J. Estado actual de los métodos de evaluación de la composición corporal: descripción, reproducibilidad, precisión, ámbitos de aplicación, seguridad, coste y perspectivas de futuro. *Med Clin (Barc)* 1996;106:624-35.
127. Heymsfield SB, Matthews D. Body composition: research and clinical advances--1993 A.S.P.E.N. research workshop. *JPEN* 1994;18:91-103.
128. Wang ZM, Heshka S, Pierson RN, Jr., Heymsfield SB. Systematic organization of body-composition methodology: an overview with emphasis on component-based methods. *Am J Clin Nutr* 1995;61:457-65.
129. Wang ZM, Pierson RN, Jr., Heymsfield SB. The five-level model: a new approach to organizing body-composition research. *Am J Clin Nutr* 1992;56:19-28.
130. Brozek J, Grande F, ANDERSON JT, KEYS A. Densitometric analysis of body composition: revision of some quantitative assumptions. *Ann N Y Acad Sci* 1963;110:113-40.
131. Siri WE. Body composition from fluid spaces and density: analysis of methods. In: Brozek J, Henschel A, eds. *Techniques for measuring body composition*. Washington: National Academy of Sciences-National Research Council 1961:223-44.
132. Pietrobelli A, Heymsfield SB, Wang ZM, Gallagher D. Multi-component body composition models: recent advances and future directions. *Eur J Clin Nutr* 2001;55:69-75.

Bibliografía

133. Heymsfield SB, Waki M. Body composition in humans: advances in the development of multicompartiment chemical models. *Nutr Rev* 1991;49:97-108.
134. Heymsfield SB, Waki M, Kehayias J et al. Chemical and elemental analysis of humans in vivo using improved body composition models. *Am J Physiol* 1991;261:E190-E198.
135. Wells JC, Fuller NJ, Dewit O, Fewtrell MS, Elia M, Cole TJ. Four-component model of body composition in children: density and hydration of fat-free mass and comparison with simpler models. *Am J Clin Nutr* 1999;69:904-12.
136. Fuller NJ, Jebb SA, Laskey MA, Coward WA, Elia M. Four-component model for the assessment of body composition in humans: comparison with alternative methods, and evaluation of the density and hydration of fat-free mass. *Clin Sci (Lond)* 1992;82:687-93.
137. Heymsfield SB, Lichtman S, Baumgartner RN et al. Body composition of humans: comparison of two improved four-compartment models that differ in expense, technical complexity, and radiation exposure. *Am J Clin Nutr* 1990;52:52-8.
138. Behnke AR, Feen BG, Welham WC. The specific gravity of healthy men. *JAMA* 1942;118:495-8.
139. Mohamed EI, De Lorenzo A. Mathematical models and their application in body composition research. *Acta Diabetol* 2003;40 Suppl 1:S3-S8.
140. Whithers RT, LaForgia J, Pillans RK et al. Comparisons of two-, three- and four-compartment models of body composition analysis in men and women. *J Appl Physiol* 1998;85:238-45.
141. Friedl KE, DeLuca JP, Marchitelli LJ, Vogel JA. Reliability of body-fat estimations from a four-compartment model by using density, body water, and bone mineral measurements. *Am J Clin Nutr* 1992;55:764-70.
142. Silva AM, Shen W, Wang Z et al. Three-compartment model: critical evaluation based on neutron activation analysis. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 2004;287:E962-E969.
143. Wang Z, Deurenberg P, Wang W, Pietrobelli A, Baumgartner RN, Heymsfield SB. Hydration of fat-free body mass: new physiological modeling approach. *Am J Physiol* 1999;276:E995-E1003.
144. Wang Z, Pi-Sunyer FX, Kotler DP et al. Multicomponent methods: evaluation of new and traditional soft tissue mineral models by in vivo neutron activation analysis. *Am J Clin Nutr* 2002;76:968-74.
145. Wang ZM, Shen W, Withers RT, Heymsfield SB. Multicomponent molecular-level models of body composition analysis. In: Heymsfield SB, Lohman TG, Wang ZM, Going SB, eds. *Human Body Composition*. Champaign IL 61825-5076: Human Kinetics 2005:163-76.
146. Cohn SH, Vaswani AN, Yasumura S, Yuen K, Ellis KJ. Improved models for determination of body fat by in vivo neutron activation. *Am J Clin Nutr* 1984;40:255-9.
147. Kehayias JJ, Heymsfield SB, Lomonte AF, Wang J, Pierson RN, Jr. In vivo determination of body fat by measuring total body carbon. *Am J Clin Nutr* 1991;53:1339-44.
148. Taylor R, Price TB, Rothman DL, Shulman RG, Shulman GI. Validation of ¹³C NMR measurement of human skeletal muscle glycogen by direct biochemical assay of needle biopsy samples. *Magn Reson Med* 1992;27:13-20.
149. Fuller NJ, Wells JC, Elia M. Evaluation of a model for total body protein mass based on dual-energy X-ray absorptiometry: comparison with a reference four-component model. *Br J Nutr* 2001;86:45-52.
150. Fuller NJ, Jebb SA, Goldberg GR et al. Inter-observer variability in the measurement of body composition. *Eur J Clin Nutr* 1991;45:43-9.
151. Gately PJ, Radley D, Cooke CB et al. Comparison of body composition methods in overweight and obese children. *J Appl Physiol* 2003;95:2039-46.

Bibliografía

152. Durnin JVGA, Womersley J. Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurement on 481 men and women aged 16-72 years. *Br J Nutr* 1974;32:77-97.
153. Ellis KJ, Cohn SH. Correlation between skeletal calcium mass and muscle mass in man. *J Appl Physiol* 1975;38:455-60.
154. Sheng HP, Huggins RA. A review of body composition studies with emphasis on total body water and fat. *Am J Clin Nutr* 1979;32:630-47.
155. Beddoe AH, Hill GL. Clinical measurement of body composition using in vivo neutron activation analysis. *JPEN J Parenter Enteral Nutr* 1985;9:504-20.
156. Ellis KJ. Whole-Body Counting and Neutron Activation Analysis. In: Heymsfield SB, Lohman TG, Wang ZM, Going SB, eds. *Human Body Composition*. Champaign IL: Human Kinetics 61825-5076 2005:51-62.
157. Kehayias JJ, Valtueña S. Neutron activation analysis determination of body composition. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 1999;2:453-63.
158. Cohn SH, Vartsky D, Yasumura S et al. Compartmental body composition based on total-body nitrogen, potassium, and calcium. *Am J Physiol* 1980;239:E524-E530.
159. Valtueña S, Kehayias J. Determinación de la masa grasa corporal in vivo: de las técnicas bicompartimentales al análisis de activación de neutrones y la absorciometría de rayos X de doble energía (DXA). *Med Clin (Barc)* 2001;116:590-7.
160. Kehayias JJ. Aging and body composition: possibilities for future studies. *J Nutr* 1993;123:454-8.
161. Kehayias JJ, Zhuang H, Hughes V, Dowling L. Assessment of body fat and lean in the elderly by measuring body carbon and oxygen: validation against hydrodensitometry. *Appl Radiat Isot* 1998;49:723-5.
162. Beddoe AH, Streat SJ, Hill GL. Evaluation of an in vivo prompt gamma neutron activation facility for body composition studies in critically ill intensive care patients: results on 41 normals. *Metabolism* 1984;33:270-80.
163. Streat SJ, Beddoe AH, Hill GL. Measurement of body fat and hydration of the fat-free body in health and disease. *Metabolism* 1985;34:509-18.
164. Cohn SH, Brennan BL, Yasumura S, Vartsky D, Vaswani AN, Ellis KJ. Evaluation of body composition and nitrogen content of renal patients on chronic dialysis as determined by total body neutron activation. *Am J Clin Nutr* 1983;38:52-8.
165. Pietrobelli A, Wang Z, Heymsfield SB. Techniques used in measuring human body composition. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 1998;1:439-48.
166. Myhre LG, Kessler WV. Body density and potassium 40 measurements of body composition as related to age. *J Appl Physiol* 1966;21:1251-5.
167. Pierson RN, Jr., Lin DH, Phillips RA. Total-body potassium in health: effects of age, sex, height, and fat. *Am J Physiol* 1974;226:206-12.
168. Fomon SJ, Haschke F, Ziegler EE, Nelson SE. Body composition of reference children from birth to age 10 years. *Am J Clin Nutr* 1982;35:1169-75.
169. Kotler DP, Thea DM, Heo M et al. Relative influences of sex, race, environment, and HIV infection on body composition in adults. *Am J Clin Nutr* 1999;69:432-9.
170. Schoeller DA. Hydrometry. In: Heymsfield SB, Lohman TG, Wang ZM, Going SB, eds. *Human Body Composition*. Champaign IL 61825-5076: Human Kinetics 2005:35-50.

Bibliografía

171. Wang Z, Deurenberg P, Wang W, Pietrobelli A, Baumgartner RN, Heymsfield SB. Hydration of fat-free body mass: review and critique of a classic body-composition constant. *Am J Clin Nutr* 1999;69:833-41.
172. Waki M, Kral JG, Mazariegos M, Wang J, Pierson RN, Jr., Heymsfield SB. Relative expansion of extracellular fluid in obese vs. nonobese women. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 1991;261:E199-E203.
173. Chamney PW, Wabel P, Moissl UM et al. A whole-body model to distinguish excess fluid from the hydration of major body tissues. *Am J Clin Nutr* 2007;85:80-9.
174. Schoeller DA. Isotope dilution methods. In: Bjorntorp P, Brodoff BN, eds. *Obesity*. New York: J.B.Lippincott 1992:80-8.
175. Wong WW, Cochran WJ, Klish WJ et al. Body fat in normal adults estimated by oxygen-18- and deuterium-dilution and by anthropometry: a comparison. *Eur J Clin Nutr* 1988;42:233-42.
176. Wong WW, Butte NF, Smith EO, Garza C, Klein PD. Body composition of lactating women determined by anthropometry and deuterium dilution. *Br J Nutr* 1989;61:25-33.
177. Vaisman N, Pencharz PB, Koren G, Johnson JK. Comparison of oral and intravenous administration of sodium bromide for extracellular water measurements. *Am J Clin Nutr* 1987;46:1-4.
178. van Marken Lichtenbelt WD, Kester A, Baarends EM, Westerterp KR. Bromide dilution in adults: optimal equilibration time after oral administration. *J Appl Physiol* 1996;81:653-6.
179. Colley RC, Byrne NM, Hills AP. Implications of the variability in time to isotopic equilibrium in the deuterium dilution technique. *Eur J Clin Nutr* 2007;61:1250-5.
180. Behnke AR, Jr., Feen BG, Welham WC. The specific gravity of healthy men. Body weight divided by volume as an index of obesity. 1942. *Obes Res* 1995;3:295-300.
181. Going SB. Hydrodensitometry and Air Displacement Plethysmography. In: Heymsfield SB, Lohman TG, Wang ZM, Going SB, eds. *Human Body Composition*. Champaign IL 61825-5076: Human Kinetics 2005:17-34.
182. Siri WE. The gross composition of the body. In: Tobias CA, Lawrence JH, eds. *Advances in biological and medical physics*. New York: Academic Press 1956:239-80.
183. Heymsfield SB, Wang J, Kehayias J, Heshka S, Lichtman S, Pierson RN, Jr. Chemical determination of human body density in vivo: relevance to hydrodensitometry. *Am J Clin Nutr* 1989;50:1282-9.
184. Dempster P, Aitkens S. A new air displacement method for the determination of human body composition. *Med Sci Sports Exerc* 1995;27:1692-7.
185. McCrory MA, Gomez TD, Bernauer EM, Mole PA. Evaluation of a new air displacement plethysmograph for measuring human body composition. *Med Sci Sports Exerc* 1995;27:1686-91.
186. Biaggi RR, Vollman MW, Nies MA et al. Comparison of air-displacement plethysmography with hydrostatic weighing and bioelectrical impedance analysis for the assessment of body composition in healthy adults. *Am J Clin Nutr* 1999;69:898-903.
187. Wang Z, Heshka S, Wang J, Wielopolski L, Heymsfield SB. Magnitude and variation of fat-free mass density: a cellular-level body composition modeling study. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 2003;284:E267-E273.
188. Pierson RN, Jr. Body composition in aging: a biological perspective. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2003;6:15-20.
189. Wang Z, St-Onge MP, Lecumberri B et al. Body cell mass: model development and validation at the cellular level of body composition. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 2004;286:E123-E128.

Bibliografía

190. Shen W, St-Onge MP, Pietrobelli A et al. Four-compartment cellular level body composition model: comparison of two approaches. *Obes Res* 2005;13:58-65.
191. Kotler DP, Burastero S, Wang J, Pierson RN, Jr. Prediction of body cell mass, fat-free mass, and total body water with bioelectrical impedance analysis: effects of race, sex, and disease. *Am J Clin Nutr* 1996;64:489S-97S.
192. Dittmar M, Reber H. New equations for estimating body cell mass from bioimpedance parallel models in healthy older Germans. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 2001;281:E1005-E1014.
193. Kyle UG, Bosaeus I, De Lorenzo AD et al. Bioelectrical impedance analysis--part I: review of principles and methods. *Clin Nutr* 2004;23:1226-43.
194. Ross R, Janssen I. Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging. In: Heymsfield SB, Lohman TG, Wang ZM, Going SB, eds. *Human Body Composition*. Champaign IL 61825-5076: Human Kinetics 2005:89-108.
195. Shen W, Wang Z, Punyanita M et al. Adipose tissue quantification by imaging methods: a proposed classification. *Obes Res* 2003;11:5-16.
196. Wang Z, Zhu S, Wang J, Pierson RN, Jr., Heymsfield SB. Whole-body skeletal muscle mass: development and validation of total-body potassium prediction models. *Am J Clin Nutr* 2003;77:76-82.
197. Wang Z, Heo M, Lee RC, Kotler DP, Withers RT, Heymsfield SB. Muscularity in adult humans: proportion of adipose tissue-free body mass as skeletal muscle. *Am J Hum Biol* 2001;13:612-9.
198. Janssen I, Heymsfield SB, Baumgartner RN, Ross R. Estimation of skeletal muscle mass by bioelectrical impedance analysis. *J Appl Physiol* 2000;89:465-71.
199. Lee RC, Wang ZM, Heo M, Ross R, Janssen I, Heymsfield SB. Total-body skeletal muscle mass: development and cross-validation of anthropometric prediction models. *Am J Clin Nutr* 2000;72:796-803.
200. Sardinha LB, Teixeira PJ. Measuring adiposity and fat distribution in relation to health. In: Heymsfield SB, Lohman TG, Wang ZM, Going SB, eds. *Human Body Composition*. Champaign IL 61825-5076: Human Kinetics 2005:177-202.
201. Heymsfield SB, Pietrobelli A, Wang ZM, Saris WH. The end of body composition methodology research? *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2005;8:591-4.
202. Lukaski HC. Biological indexes considered in the derivation of the bioelectrical impedance analysis. *Am J Clin Nutr* 1996;64:397S-404S.
203. Chumlea WC, Sun SS. Bioelectrical Impedance Analysis. In: Heymsfield SB, Lohman TG, Wang ZM, eds. *Human Body Composition*. Champaign IL 61825-5076: Human Kinetics 2005:79-89.
204. Houtkooper LB, Lohman TG, Going SB, Howell WH. Why bioelectrical impedance analysis should be used for estimating adiposity. *Am J Clin Nutr* 1996;64:436S-48S.
205. Hoffer EC, Meador CK, Simpson DC. Correlation of whole-body impedance with total body water volume. *J Appl Physiol* 1969;27:531-4.
206. Houtkooper LB, Going SB, Lohman TG, Roche AF, Van LM. Bioelectrical impedance estimation of fat-free body mass in children and youth: a cross-validation study. *J Appl Physiol* 1992;72:366-73.
207. Lukaski HC, Johnson PE, Bolonchuk WW, Lykken GI. Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body. *Am J Clin Nutr* 1985;41:810-7.
208. Segal KR, Gutin B, Presta E, Wang J, Van Itallie TB. Estimation of human body composition by electrical impedance methods: a comparative study. *J Appl Physiol* 1985;58:1565-71.

Bibliografía

209. Segal KR, Van LM, Fitzgerald PI, Hodgdon JA, Van Itallie TB. Lean body mass estimation by bioelectrical impedance analysis: a four-site cross-validation study. *Am J Clin Nutr* 1988;47:7-14.
210. Baumgartner RN, Chumlea WC, Roche AF. Bioelectric impedance phase angle and body composition. *Am J Clin Nutr* 1988;48:16-23.
211. Nagano M, Suita S, Yamanouchi T. The validity of bioelectrical impedance phase angle for nutritional assessment in children. *J Pediatr Surg* 2000;35:1035-9.
212. Barbosa-Silva MC, Barros AJ. Bioelectrical impedance analysis in clinical practice: a new perspective on its use beyond body composition equations. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2005;8:311-7.
213. Kyle UG, Genton L, Karsegard L, Slosman DO, Pichard C. Single prediction equation for bioelectrical impedance analysis in adults aged 20-94 years. *Nutrition* 2001;17:248-53.
214. Pichard C, Kyle UG, Bracco D, Slosman DO, Morabia A, Schutz Y. Reference values of fat-free and fat masses by bioelectrical impedance analysis in 3393 healthy subjects. *Nutrition* 2000;16:245-54.
215. Deurenberg P, Van der Kooy K, Leenen R, Weststrate JA, Seidell JC. Sex and age specific prediction formulas for estimating body composition from bioelectrical impedance: a cross-validation study. *Int J Obes* 1991;15:17-25.
216. Sun SS, Chumlea WC, Heymsfield SB et al. Development of bioelectrical impedance analysis prediction equations for body composition with the use of a multicomponent model for use in epidemiologic surveys. *Am J Clin Nutr* 2003;77:331-40.
217. Brummer RJ, Bengtsson BA, Bosaeus I. Validation of body composition determination by bioelectrical impedance analysis in acromegaly. *Eur J Clin Nutr* 1992;46:47-52.
218. Carlsson E, Bosaeus I, Nordgren S. Body composition in patients with an ileostomy and inflammatory bowel disease: validation of bio-electric impedance spectroscopy (BIS). *Eur J Clin Nutr* 2002;56:680-6.
219. Coppini LZ, Waitzberg DL, Campos AC. Limitations and validation of bioelectrical impedance analysis in morbidly obese patients. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2005;8:329-32.
220. Cox-Reijven PL, van KB, Soeters PB. Bioelectrical impedance measurements in patients with gastrointestinal disease: validation of the spectrum approach and a comparison of different methods for screening for nutritional depletion. *Am J Clin Nutr* 2003;78:1111-9.
221. Cox-Reijven PL, Soeters PB. Validation of bio-impedance spectroscopy: effects of degree of obesity and ways of calculating volumes from measured resistance values. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2000;24:271-80.
222. Desport JC, Preux PM, Bouteloup-Demange C et al. Validation of bioelectrical impedance analysis in patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Am J Clin Nutr* 2003;77:1179-85.
223. Dittmar M, Reber H. Validation of different bioimpedance analyzers for predicting cell mass against whole-body counting of potassium (40K) as a reference method. *Am J Hum Biol* 2004;16:697-703.
224. Heitmann BL. Prediction of body water and fat in adult Danes from measurement of electrical impedance. A validation study. *Int J Obes* 1990;14:789-802.
225. Kotler DP, Rosenbaum K, Allison DB, Wang J, Pierson RN, Jr. Validation of bioimpedance analysis as a measure of change in body cell mass as estimated by whole-body counting of potassium in adults. *JPEN J Parenter Enteral Nutr* 1999;23:345-9.
226. Kyle UG, Genton L, Hans D, Pichard C. Validation of a bioelectrical impedance analysis equation to predict appendicular skeletal muscle mass (ASMM). *Clin Nutr* 2003;22:537-43.
227. Lockner DW, Heyward VH, Griffin SE, Marques MB, Stolarczyk LM, Wagner DR. Cross-validation of modified fatness-specific bioelectrical impedance equations. *Int J Sport Nutr* 1999;9:48-59.

Bibliografía

228. Lukaski HC, Bolonchuk WW, Hall CB, Siders WA. Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition. *J Appl Physiol* 1986;60:1327-32.
229. Shizgal HM. Validation of the measurement of body composition from whole body bioelectric impedance. *Infusionstherapie* 1990;17 Suppl 3:67-74.
230. Sluys TE, van der Ende ME, Swart GR, van den Berg JW, Wilson JH. Body composition in patients with acquired immunodeficiency syndrome: a validation study of bioelectric impedance analysis. *J Parenter Enteral Nutr* 1993;17:404-6.
231. Suprasongsin C, Kalhan S, Arslanian S. Determination of body composition in children and adolescents: validation of bioelectrical impedance with isotope dilution technique. *J Pediatr Endocrinol Metab* 1995;8:103-9.
232. van Marken Lichtenbelt WD, Westerterp KR, Wouters L, Luijendijk SC. Validation of bioelectrical-impedance measurements as a method to estimate body-water compartments. *Am J Clin Nutr* 1994;60:159-66.
233. Ward L, Cornish BH, Paton NI, Thomas BJ. Multiple frequency bioelectrical impedance analysis: a cross-validation study of the inductor circuit and Cole models. *Physiol Meas* 1999;20:333-47.
234. Wu YT, Nielsen DH, Cassady SL, Cook JS, Janz KF, Hansen JR. Cross-validation of bioelectrical impedance analysis of body composition in children and adolescents. *Phys Ther* 1993;73:320-8.
235. Xie X, Kolthoff N, Barenholt O, Nielsen SP. Validation of a leg-to-leg bioimpedance analysis system in assessing body composition in postmenopausal women. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1999;23:1079-84.
236. Kushner RF, Schoeller DA. Estimation of total body water by bioelectrical impedance analysis. *Am J Clin Nutr* 1986;44:417-24.
237. Oldham NM. Overview of bioelectrical impedance analyzers. *Am J Clin Nutr* 1996;64:405-12.
238. Fuller NJ. Comparison of abilities of various interpretations of bioelectrical impedance to predict reference method body composition assessment. *Clin Nutr* 1993;12:236-42.
239. Buchholz AC, Bartok C, Schoeller DA. The validity of bioelectrical impedance models in clinical populations. *Nutrition in Clinical Practice* 2004;19:433-46.
240. Bioelectrical impedance analysis in body composition measurement: National Institutes of Health Technology Assessment Conference Statement. *Am J Clin Nutr* 1996;64:524S-32S.
241. Gudivaka R, Schoeller DA, Kushner RF, Bolt MJ. Single- and multifrequency models for bioelectrical impedance analysis of body water compartments. *J Appl Physiol* 1999;87:1087-96.
242. Foster KR, Lukaski HC. Whole body impedance. What does it measure? *Am J Clin Nutr* 1996;64:388S-96S.
243. Organ LW, Bradham GB, Gore DT, Lozier SL. Segmental bioelectrical impedance analysis: theory and application of a new technique. *J Appl Physiol* 1994;77:98-112.
244. Zhu F, Schneditz D, Levin NW. Sum of segmental bioimpedance analysis during ultrafiltration and hemodialysis reduces sensitivity to changes in body position. *Kidney Int* 1999;56:692-9.
245. Baumgartner RN, Chumlea WC, Roche AF. Estimation of body composition from bioelectric impedance of body segments. *Am J Clin Nutr* 1989;50:221-6.
246. De Lorenzo A, Andreoli A. Segmental bioelectrical impedance analysis. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2003;6:551-5.
247. Hainer V, Kunesova M, Parizkova J, Stich V, Horejs J, Muller L. Body fat assessment by a new bipedal bioimpedance instrument in normal weight and obese women. *Sb Lek* 1995;96:249-56.

Bibliografía

248. Nuñez C, Gallagher D, Visser M, Pi-Sunyer FX, Wang Z, Heymsfield SB. Bioimpedance analysis: evaluation of leg-to-leg system based on pressure contact footpad electrodes. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29:524-31.
249. Jebb SA, Cole TJ, Doman D, Murgatroyd PR, Prentice AM. Evaluation of the novel Tanita body-fat analyser to measure body composition by comparison with a four-compartment model. *Br J Nutr* 2000;83:115-22.
250. Pietrobelli A, Rubiano F, St-Onge MP, Heymsfield SB. New bioimpedance analysis system: improved phenotyping with whole-body analysis. *Eur J Clin Nutr* 2004;58:1479-84.
251. Aaron R, Shiffman CA. Using localized impedance measurements to study muscle changes in injury and disease. *Ann N Y Acad Sci* 2000;904:171-80.
252. Barbosa-Silva MC, Barros AJ, Wang J, Heymsfield SB, Pierson RN, Jr. Bioelectrical impedance analysis: population reference values for phase angle by age and sex. *Am J Clin Nutr* 2005;82:49-52.
253. Buffa R, Floris G, Marini E. Bioelectrical impedance vector in pre- and postmenarcheal females. *Nutrition* 2002;18:474-8.
254. Buffa R, Floris G, Marini E. Migration of the bioelectrical impedance vector in healthy elderly subjects. *Nutrition* 2003;19:917-21.
255. Buscemi S, Blunda G, Maneri R, Verga S. Bioelectrical characteristics of type 1 and type 2 diabetic subjects with reference to body water compartments. *Acta Diabetol* 1998;35:220-3.
256. Chertow GM, Lazarus JM, Lew NL, Ma L, Lowrie EG. Bioimpedance norms for the hemodialysis population. *Kidney Int* 1997;52:1617-21.
257. Chumlea WC, Baumgartner RN. Bioelectric impedance methods for the estimation of body composition. *Can J Sport Sci* 1990;15:172-9.
258. de Luis DA, Aller R, Bachiller P, Gonzalez SM, Martin J, Izaola O. Influence of hormonal status and oral intake on phase angle in HIV-infected men. *Nutrition* 2004;20:731-4.
259. Guida B, De NL, Pecoraro P et al. Abnormalities of bioimpedance measures in overweight and obese hemodialyzed patients. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2001;25:265-72.
260. Gupta D, Lammersfeld CA, Burrows JL et al. Bioelectrical impedance phase angle in clinical practice: implications for prognosis in advanced colorectal cancer. *Am J Clin Nutr* 2004;80:1634-8.
261. Mika C, Herpertz-Dahlmann B, Heer M, Holtkamp K. Improvement of nutritional status as assessed by multifrequency BIA during 15 weeks of refeeding in adolescent girls with anorexia nervosa. *J Nutr* 2004;134:3026-30.
262. Ott M, Lembcke B, Fischer H et al. Early changes of body composition in human immunodeficiency virus-infected patients: tetrapolar body impedance analysis indicates significant malnutrition. *Am J Clin Nutr* 1993;57:15-9.
263. Piccoli A, Pillon L, Dumler F. Impedance vector distribution by sex, race, body mass index, and age in the United States: standard reference intervals as bivariate Z scores. *Nutrition* 2002;18:153-67.
264. Polito A, Cuzzolaro M, Raguzzini A, Censi L, Ferro-Luzzi A. Body composition changes in anorexia nervosa. *Eur J Clin Nutr* 1998;52:655-62.
265. Savino F, Cresi F, Grasso G, Oggero R, Silvestro L. The Biagram vector: a graphical relation between reactance and phase angle measured by bioelectrical analysis in infants. *Ann Nutr Metab* 2004;48:84-9.
266. Scalfi L, Marra M, Caldara A, Silvestri E, Contaldo F. Changes in bioimpedance analysis after stable refeeding of undernourished anorexic patients. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1999;23:133-7.

Bibliografía

267. Schwenk A, Beisenherz A, Romer K, Kremer G, Salzberger B, Elia M. Phase angle from bioelectrical impedance analysis remains an independent predictive marker in HIV-infected patients in the era of highly active antiretroviral treatment. *Am J Clin Nutr* 2000;72:496-501.
268. Selberg O, Selberg D. Norms and correlates of bioimpedance phase angle in healthy human subjects, hospitalized patients, and patients with liver cirrhosis. *Eur J Appl Physiol* 2002;86:509-16.
269. Seppel T, Kosel A, Schlaghecke R. Bioelectrical impedance assessment of body composition in thyroid disease. *Eur J Endocrinol* 1997;136:493-8.
270. Shah S, Whalen C, Kotler DP et al. Severity of human immunodeficiency virus infection is associated with decreased phase angle, fat mass and body cell mass in adults with pulmonary tuberculosis infection in Uganda. *J Nutr* 2001;131:2843-7.
271. Vanderjagt DJ, Harmatz P, Scott-Emuakpor AB, Vichinsky E, Glew RH. Bioelectrical impedance analysis of the body composition of children and adolescents with sickle cell disease. *J Pediatr* 2002;140:681-7.
272. Vienna A, Hauser G. A qualitative approach to assessing body compartments using bioelectrical variables. *Coll Antropol* 1999;23:461-72.
273. Carter M, Morris AT, Zhu F, Zaluska W, Levin NW. Effect of body mass index (BMI) on estimation of extracellular volume (ECV) in hemodialysis (HD) patients using segmental and whole body bioimpedance analysis. *Physiol Meas* 2005;26:S93-S99.
274. Segal KR, Burastero S, Chun A, Coronel P, Pierson RN, Jr., Wang J. Estimation of extracellular and total body water by multiple frequency bioelectrical impedance measurement. *Am J Clin Nutr* 1991;54:26-9.
275. Deurenberg P, Schouten FJ. Loss of total body water and extracellular water assessed by multifrequency impedance. *Eur J Clin Nutr* 1992;46:247-55.
276. Tagliabue A, Cena H, Deurenberg P. Comparative study of the relationship between multi-frequency impedance and body water compartments in two European populations. *Br J Nutr* 1996;75:11-9.
277. Deurenberg P, Tagliabue A, Schouten FJ. Multi-frequency impedance for the prediction of extracellular water and total body water. *Br J Nutr* 1995;73:349-58.
278. Steijaert M, Deurenberg P, Van GL, De L, I. The use of multi-frequency impedance to determine total body water and extracellular water in obese and lean female individuals. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1997;21:930-4.
279. Van Loan M, Mayclin PL. Use of multi-frequency bioelectrical impedance analysis for the estimation of extracellular fluid. *Eur J Clin Nutr* 1992;46:117-24.
280. Matthie J, Zarowitz B, De Lorenzo A et al. Analytic assessment of the various bioimpedance methods used to estimate body water. *J Appl Physiol* 1998;84:1801-16.
281. De Lorenzo A, Andreoli A, Matthie J, Withers P. Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review. *J Appl Physiol* 1997;82:1542-58.
282. Scharfetter H, Monif M, Laszlo Z, Lambauer T, Hutten H, Hinghofer-Szalkay H. Effect of postural changes on the reliability of volume estimations from bioimpedance spectroscopy data. *Kidney Int* 1997;51:1078-87.
283. Van Loan MD, Koop LE, Wong WW, Mayclin PL. Fluid changes during pregnancy: use of bioimpedance spectroscopy. *J Appl Physiol* 1995;78:1037-42.
284. Ellis KJ, Wong WW. Human hydrometry: comparison of multifrequency bioelectrical impedance with $2H_2O$ and bromide dilution. *J Appl Physiol* 1998;85:1056-62.
285. Armstrong LE. Hydration assessment techniques. *Nutr Rev* 2005;63:S40-S54.

Bibliografía

286. Levin NW, Zhu F, Seibert E, Ronco C, Kuhlmann MK. Use of segmental multifrequency bioimpedance spectroscopy in hemodialysis. *Contrib Nephrol* 2005;149:162-7.
287. Ellis KJ, Bell SJ, Chertow GM et al. Bioelectrical impedance methods in clinical research: a follow-up to the NIH Technology Assessment Conference. *Nutrition* 1999;15:874-80.
288. Simpson JAD, Lobo DN, Anderson JA et al. Body water compartment measurements: A comparison of bioelectrical impedance analysis with tritium and sodium bromide dilution techniques. *Clin Nutr* 2001;20:339-43.
289. Kyle UG, Bosaeus I, De Lorenzo AD et al. Bioelectrical impedance analysis-part II: utilization in clinical practice. *Clin Nutr* 2004;23:1430-53.
290. Kushner RF, Gudivaka R, Schoeller DA. Clinical characteristics influencing bioelectrical impedance analysis measurement. *Am J Clin Nutr* 1996;64:423S-7S.
291. Heymsfield SB, Wang Z, Visser M, Gallagher D, Pierson RN, Jr. Techniques used in the measurement of body composition: an overview with emphasis on bioelectrical impedance analysis. *Am J Clin Nutr* 1996;64:478S-84S.
292. Kushner RF, Schoeller DA, Fjeld CR, Danford L. Is the impedance index (ht^2/R) significant in predicting total body water? *Am J Clin Nutr* 1992;56:835-9.
293. Stolarczyk LM, Heyward VH, Hicks VL, Baumgartner RN. Predictive accuracy of bioelectrical impedance in estimating body composition of Native American women. *Am J Clin Nutr* 1994;59:964-70.
294. Gray DS, Bray GA, Gemayel N, Kaplan K. Effect of obesity on bioelectrical impedance analysis. *Am J Clin Nutr* 1989;50:255-60.
295. Bellisari A, Roche AF. Anthropometry and Ultrasound. In: Heymsfield SB, Lohman TG, Wang ZM, Going SB, eds. *Human Body Composition*. Champaign IL 61825-5076: Human Kinetics 2005:109-28.
296. Roubenoff R, Wilson PW. Advantage of knee height over height as an index of stature in expression of body composition in adults. *Am J Clin Nutr* 1993;57:609-13.
297. Cox-Reijven PL, van KB, Soeters PB. Accuracy of bioelectrical impedance spectroscopy in measuring changes in body composition during severe weight loss. *JPEN J Parenter Enteral Nutr* 2002;26:120-7.
298. Deurenberg P, Weststrate JA, Hautvast JG. Changes in fat-free mass during weight loss measured by bioelectrical impedance and by densitometry. *Am J Clin Nutr* 1989;49:33-6.
299. Lukaski HC. Assessing regional muscle mass with segmental measurements of bioelectrical impedance in obese women during weight loss. *Ann N Y Acad Sci* 2000;904:154-8.
300. Van der Kooy K, Leenen R, Deurenberg P, Seidell JC, Westterterp KR, Hautvast JG. Changes in fat-free mass in obese subjects after weight loss: a comparison of body composition measures. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1992;16:675-83.
301. Deurenberg P, Weststrate JA, Van der Kooy K. Body composition changes assessed by bioelectrical impedance measurements. *Am J Clin Nutr* 1989;49:401-3.
302. Vazquez JA, Janosky JE. Validity of bioelectrical-impedance analysis in measuring changes in lean body mass during weight reduction. *Am J Clin Nutr* 1991;54:970-5.
303. Forbes GB, Simon W, Amatruda JM. Is bioimpedance a good predictor of body-composition change? *Am J Clin Nutr* 1992;56:4-6.
304. Heitmann BL, Kondrup J, Engelhart M et al. Changes in fat free mass in overweight patients with rheumatoid arthritis on a weight reducing regimen. A comparison of eight different body composition methods. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1994;18:812-9.

Bibliografía

305. Kotler DP, Fogleman L, Tierney AR. Comparison of total parenteral nutrition and an oral, semielemental diet on body composition, physical function, and nutrition-related costs in patients with malabsorption due to acquired immunodeficiency syndrome. *JPEN J Parenter Enteral Nutr* 1998;22:120-6.
306. Pencharz PB, Azcue M. Use of bioelectrical impedance analysis measurements in the clinical management of malnutrition. *Am J Clin Nutr* 1996;64:488S.
307. Zarowitz BJ. Bioelectrical impedance analysis measurements for drug pharmacokinetics. *Am J Clin Nutr* 1996;64:S519-S523.
308. Bigaard J, Frederiksen K, Tjonneland A et al. Body fat and fat-free mass and all-cause mortality. *Obes Res* 2004;12:1042-9.
309. Kotler DP. Body composition studies in HIV-infected individuals. *Ann N Y Acad Sci* 2000;904:546-52.
310. Wanke C, Polsky B, Kotler D. Guidelines for using body composition measurement in patients with human immunodeficiency virus infection. *AIDS Patient Care STDS* 2002;16:375-88.
311. Jacobs DO. Use of bioelectrical impedance analysis measurements in the clinical management of critical illness. *Am J Clin Nutr* 1996;64:498S-502S.
312. Holt TL, Cui C, Thomas BJ et al. Clinical applicability of bioelectric impedance to measure body composition in health and disease. *Nutrition* 1994;10:221-4.
313. Guglielmi FW, Mastronuzzi T, Pietrini L, Panarese A, Panella C, Francavilla A. The RXc graph in evaluating and monitoring fluid balance in patients with liver cirrhosis. *Ann N Y Acad Sci* 1999;873:105-11.
314. Schloerb PR, Forster J, Delcore R, Kindscher D. Bioelectrical impedance in the clinical evaluation of liver disease. *Am J Clin Nutr* 1996;64:510S-4S.
315. Fein PA, Gundumalla G, Jorden A, Matza B, Chattopadhyay J, Avram MM. Usefulness of bioelectrical impedance analysis in monitoring nutrition status and survival of peritoneal dialysis patients. *Adv Perit Dial* 2002;18:195-9.
316. Dumler F, Kilates C. Use of bioelectrical impedance techniques for monitoring nutritional status in patients on maintenance dialysis. *J Ren Nutr* 2000;10:116-24.
317. Toso S, Piccoli A, Gusella M et al. Bioimpedance vector pattern in cancer patients without disease versus locally advanced or disseminated disease. *Nutrition* 2003;19:510-4.
318. Di Iorio BR, Scalfi L, Terracciano V, Bellizzi V. A systematic evaluation of bioelectrical impedance measurement after hemodialysis session. *Kidney Int* 2004;65:2435-40.
319. Tzamaloukas AH, Murata GH, Vanderjagt DJ, Servilla KS, Glew RH. Body composition evaluation in peritoneal dialysis patients using anthropometric formulas estimating body water. *Adv Perit Dial* 2003;19:212-6.
320. Chen YC, Chen HH, Yeh JC, Chen SY. Adjusting dry weight by extracellular volume and body composition in hemodialysis patients. *Nephron* 2002;92:91-6.
321. Konings CJ, Kooman JP, Schonck M et al. Assessment of fluid status in peritoneal dialysis patients. *Perit Dial Int* 2002;22:683-92.
322. Bradbury MG, Smye SW, Brocklebank JT. Measurement of intercompartmental fluid shifts during haemodialysis in children. *Physiol Meas* 2001;22:351-63.
323. Than N, Woodrow G, Oldroyd B, Gonzalez C, Turney JH, Brownjohn AM. Effect of peritoneal fluid on whole body and segmental multiple frequency bioelectrical impedance in patients on peritoneal dialysis. *Eur J Clin Nutr* 2000;54:450-1.

Bibliografía

324. Kushner RF, de Vries PM, Gudivaka R. Use of bioelectrical impedance analysis measurements in the clinical management of patients undergoing dialysis. *Am J Clin Nutr* 1996;64:503S-9S.
325. Lohman TG. Applicability of body composition techniques and constants for children and youths. *Exerc Sport Sci Rev* 1986;14:325-57.
326. Van Loan MD, Segal KR, Bracco EF, Mayclin P, Van Itallie TB. TOBEC methodology for body composition assessment: a cross-validation study. *Am J Clin Nutr* 1987;46:9-12.
327. Van Loan MD. Assessment of fat-free mass in teen-agers: use of TOBEC methodology. *Am J Clin Nutr* 1990;52:586-90.
328. Baumgartner RN. Electrical Impedance and Total Body Electrical Conductivity. In: Roche AF, Heymsfield SB, Lohman TG, eds. *Human Body Composition*. Champaign IL 61825-5076: Human Kinetics 1996:79-108.
329. Van Loan MD, Belko AZ, Mayclin PL, Barbieri TF. Use of total-body electrical conductivity for monitoring body composition changes during weight reduction. *Am J Clin Nutr* 1987;46:5-8.
330. Mazess RB, Peppler WW, Gibbons M. Total body composition by dual-photon (¹⁵³Gd) absorptiometry. *Am J Clin Nutr* 1984;40:834-9.
331. Pietrobelli A, Formica C, Wang Z, Heymsfield SB. Dual-energy X-ray absorptiometry body composition model: review of physical concepts. *Am J Physiol* 1996;271:E941-E951.
332. Lohman TG, Chen Z. Dual energy X-Ray Absorptiometry. In: Heymsfield SB, Lohman TG, Wang ZM, Going SB, eds. *Human Body Composition*. Champaign IL 61825-5076: Human Kinetics 2005:63-78.
333. Albanese CV, Diessel E, Genant HK. Clinical applications of body composition measurements using DXA. *J Clin Densitom* 2003;6:75-85.
334. Dawson-Hughes B, Dallal GE, Krall EA. A controlled trial of effect of calcium supplementation on bone density in postmenopausal women. *N Engl J Med* 1990;323:878-83.
335. Dawson-Hughes B, Dallal GE, Krall EA. Effect of vitamin D supplementation on wintertime and overall bone loss in healthy postmenopausal women. *Ann Intern Med* 1991;115:505-12.
336. Kellie SE. Measurement of bone density with dual energy X ray absorptiometry. *J A M A* 1992;267:286-94.
337. Carlsson E, Bosaeus I, Nordgren S. Body composition in patients with short bowel syndrome: an assessment by bioelectric impedance spectroscopy (BIS) and dual-energy absorptiometry (DXA). *Eur J Clin Nutr* 2004;58:853-9.
338. Cavalcanti RB, Cheung AM, Raboud J, Walmsley S. Reproducibility of DXA estimations of body fat in HIV lipodystrophy: implications for clinical research. *J Clin Densitom* 2005;8:293-7.
339. Cordero-MacIntyre ZR, Peters W, Libanati CR et al. Reproducibility of DXA in obese women. *J Clin Densitom* 2002;5:35-44.
340. Eisenmann JC, Heelan KA, Welk GJ. Assessing body composition among 3- to 8-year-old children: anthropometry, BIA, and DXA. *Obes Res* 2004;12:1633-40.
341. Kohrt WM. Body composition by DXA: tried and true? *Med Sci Sports Exerc* 1995;27:1349-53.
342. Marcus MA, Wang J, Thornton JC, Ma R, Burastero S, Pierson RN, Jr. Anthropometrics do not influence dual X-ray absorptiometry (DXA) measurement of fat in normal to obese adults: a comparison with in vivo neutron activation analysis (IVNA). *Obes Res* 1997;5:122-30.
343. Pietrobelli A, Gallagher D, Baumgartner R, Ross R, Heymsfield SB. Lean R value for DXA two-component soft-tissue model: influence of age and tissue or organ type. *Appl Radiat Isot* 1998;49:743-4.

Bibliografía

344. Thomsen TK, Jensen VJ, Henriksen MG. In vivo measurement of human body composition by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA). *Eur J Surg* 1998;164:133-7.
345. Jensen MD, Kanaley JA, Roust LR et al. Assessment of body composition with use of dual-energy x-ray absorptiometry: evaluation and comparison with other methods. *Mayo Clin Proc* 1993;68:867-73.
346. Haderslev KV, Svendsen OL, Staun M. Does paracentesis of ascites influence measurements of bone mineral or body composition by dual-energy x-ray absorptiometry? *Metabolism* 1999;48:373-7.
347. Svendsen OL, Hassager C. Body composition and fat distribution measured by dual-energy x-ray absorptiometry in premenopausal and postmenopausal insulin-dependent and non-insulin-dependent diabetes mellitus patients. *Metabolism* 1998;47:212-6.
348. De Lorenzo A, Sorge SP, Iacopino L, Andreoli A, de Luca PP, Sasso GF. Fat-free mass by bioelectrical impedance vs dual-energy X-ray absorptiometry (DXA). *Appl Radiat Isot* 1998;49:739-41.
349. Van Langendonck L, Claessens AL, Lefevre J et al. Association between bone mineral density (DXA), body structure, and body composition in middle-aged men. *Am J Hum Biol* 2002;14:735-42.
350. Van Loan MD. Estimates of fat-free mass (FFM) by densitometry, dual energy X-ray absorptiometry (DXA), and bioimpedance spectroscopy (BIS) in caucasian and Chinese-American women. *Appl Radiat Isot* 1998;49:751-2.
351. Ellis KJ. Body composition of a young, multiethnic, male population. *Am J Clin Nutr* 1997;66:1323-31.
352. Ellis KJ, Abrams SA, Wong WW. Body composition of a young, multiethnic female population. *Am J Clin Nutr* 1997;65:724-31.
353. Haarbo J, Gotfredsen A, Hassager C, Christiansen C. Validation of body composition by dual energy X-ray absorptiometry (DEXA). *Clin Physiol* 1991;11:331-41.
354. Kohrt WM. Preliminary evidence that DEXA provides an accurate assessment of body composition. *J Appl Physiol* 1998;84:372-7.
355. Johansson AG, Forslund A, Sjodin A, Mallmin H, Hambraeus L, Ljunghall S. Determination of body composition--a comparison of dual-energy x-ray absorptiometry and hydrodensitometry. *Am J Clin Nutr* 1993;57:323-6.
356. Svendsen OL, Haarbo J, Hassager C, Christiansen C. Accuracy of measurements of body composition by dual-energy x-ray absorptiometry in vivo. *Am J Clin Nutr* 1993;57:605-8.
357. Salamone LM, Fuerst T, Visser M et al. Measurement of fat mass using DEXA: a validation study in elderly adults. *J Appl Physiol* 2000;89:345-52.
358. Houtkooper LB, Going SB, Sproul J, Blew RM, Lohman TG. Comparison of methods for assessing body-composition changes over 1 y in postmenopausal women. *Am J Clin Nutr* 2000;72:401-6.
359. Prior BM, Cureton KJ, Modlesky CM et al. In vivo validation of whole body composition estimates from dual-energy X-ray absorptiometry. *J Appl Physiol* 1997;83:623-30.
360. van der Ploeg GE, Withers RT, LaForgia J. Percent body fat via DEXA: comparison with a four component model. *J Appl Physiol* 2003;94:499-506.
361. St-Onge MP, Wang Z, Horlick M, Wang J, Heymsfield SB. Dual-energy X-ray absorptiometry lean soft tissue hydration: independent contributions of intra- and extracellular water. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 2004;287:E842-E847.
362. Glickman SG, Marn CS, Supiano MA, Dengel DR. Validity and reliability of dual-energy X-ray absorptiometry for the assessment of abdominal adiposity. *J Appl Physiol* 2004;97:509-14.
363. Bertin E, Marcus C, Ruiz JC, Eschard JP, Leutenegger M. Measurement of visceral adipose tissue by DXA combined with anthropometry in obese humans. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2000;24:263-70.

Bibliografía

364. Kim J, Wang Z, Heymsfield SB, Baumgartner RN, Gallagher D. Total-body skeletal muscle mass: estimation by a new dual-energy X-ray absorptiometry method. *Am J Clin Nutr* 2002;76:378-83.
365. Shih R, Wang Z, Heo M, Wang W, Heymsfield SB. Lower limb skeletal muscle mass: development of dual-energy X-ray absorptiometry prediction model. *J Appl Physiol* 2000;89:1380-6.
366. Wang W, Wang Z, Faith MS, Kotler D, Shih R, Heymsfield SB. Regional skeletal muscle measurement: evaluation of new dual-energy X-ray absorptiometry model. *J Appl Physiol* 1999;87:1163-71.
367. Snijder MB, Visser M, Dekker JM et al. The prediction of visceral fat by dual-energy X-ray absorptiometry in the elderly: a comparison with computed tomography and anthropometry. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2002;26:984-93.
368. Laskey MA. Dual-energy X-ray absorptiometry and body composition. *Nutrition* 1996;12:45-51.
369. Genton L, Hans D, Kyle UG, Pichard C. Dual-energy X-ray absorptiometry and body composition: differences between devices and comparison with reference methods. *Nutrition* 2002;18:66-70.
370. Laskey MA, Lyttle KD, Flaxman ME, Barber RW. The influence of tissue depth and composition on the performance of the Lunar dual-energy X-ray absorptiometer whole-body scanning mode. *Eur J Clin Nutr* 1992;46:39-45.
371. Plank LD. Dual-energy X-ray absorptiometry and body composition. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2005;8:305-9.
372. Tothill P, James HW. Dual-energy X-ray absorptiometry measurements of fat and lean masses in subjects with eating disorders. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2004;28:912-9.
373. Kyle UG, Genton L, Slosman DO, Pichard C. Fat-free and fat mass percentiles in 5225 healthy subjects aged 15 to 98 years. *Nutrition* 2001;17:534-41.
374. Nord RH. DXA body composition properties: inherent in the physics or specific to scanner type? *Appl Radiat Isot* 1998;49:517-8.
375. Evans EM, Prior BM, Modlesky CM. A mathematical method to estimate body composition in tall individuals using DXA. *Med Sci Sports Exerc* 2005;37:1211-5.
376. Black E, Petersen L, Kreutzer M et al. Fat mass measured by DXA varies with scan velocity. *Obes Res* 2002;10:69-77.
377. Kiebzak GM, Leamy LJ, Pierson LM, Nord RH, Zhang ZY. Measurement precision of body composition variables using the lunar DPX-L densitometer. *J Clin Densitom* 2000;3:35-41.
378. Kelly TL, Berger N, Richardson TL. DXA body composition: theory and practice. *Appl Radiat Isot* 1998;49:511-3.
379. Svendsen OL, Hassager C, Christiansen C. Relationships and independence of body composition, sex hormones, fat distribution and other cardiovascular risk factors in overweight postmenopausal women. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1993;17:459-63.
380. Ley CJ, Lees B, Stevenson JC. Sex- and menopause-associated changes in body-fat distribution. *Am J Clin Nutr* 1992;55:950-4.
381. Paradisi G, Smith L, Burtner C et al. Dual energy X-ray absorptiometry assessment of fat mass distribution and its association with the insulin resistance syndrome. *Diabetes Care* 1999;22:1310-7.
382. Lee CC, Glickman SG, Dengel DR, Brown MD, Supiano MA. Abdominal adiposity assessed by dual energy X-ray absorptiometry provides a sex-independent predictor of insulin sensitivity in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2005;60:872-7.

Bibliografía

383. Hansen KC, Zhang Z, Gomez T, Adams AK, Schoeller DA. Exercise increases the proportion of fat utilization during short-term consumption of a high-fat diet. *Am J Clin Nutr* 2007;85:109-16.
384. Ioannidou E, Padilla J, Wang J et al. Pencil-beam vs fan-beam dual-energy X-ray absorptiometry comparisons across four systems: appendicular lean soft tissue. *Acta Diabetol* 2003;40:S83-S85.
385. Soriano JM, Ioannidou E, Wang J et al. Pencil-beam vs fan-beam dual-energy X-ray absorptiometry comparisons across four systems: body composition and bone mineral. *J Clin Densitom* 2004;7:281-9.
386. Moreno LA, Mesana MI, Gonzalez-Gross M et al. Body fat distribution reference standards in Spanish adolescents: the AVENA Study. *Int J Obes (Lond)* 2007;31:1798-805.
387. Wang J, Thornton JC, Kolesnik S, Pierson RN, Jr. Anthropometry in body composition. An overview. *Ann N Y Acad Sci* 2000;904:317-26.
388. He Q, Engelson ES, Wang J et al. Validation of an elliptical anthropometric model to estimate visceral compartment area. *Obes Res* 2004;12:250-7.
389. Alastrué A, Sitges Serra A, Jaurreta E, Sitges Creus A. Valoración de los parámetros antropométricos en nuestra población. *Med Clin (Barc)* 1982;78:407-15.
390. Blackburn GL, Bistran BR, Maini BS, Schlamm HT, Smith MF. Nutritional and metabolic assessment of the hospitalized patient. *JPEN* 1977;1:11-22.
391. Brodie D, Moscrip V, Hutcheon R. Body composition measurement: a review of hydrodensitometry, anthropometry, and impedance methods. *Nutrition* 1998;14:296-310.
392. KEYS A, KEYS A, Fidanza F, Karvonen MJ, Kimura N, TAYLOR HL. Indices of relative weight and obesity. *J Chronic Dis* 1972;25:329-43.
393. Bray GA. Clasificación and evaluation of the obesities. *Med Clin North Am* 1989;73:161-84.
394. Roche AF, Sievogel RM, Chumlea WC, Webb P. Grading body fatness from limited anthropometric data. *Am J Clin Nutr* 1981;34:2831-8.
395. Micozzi MS, Albanes D, Jones DY, Chumlea WC. Correlations of body mass indices with weight, stature, and body composition in men and women in NHANES I and II. *Am J Clin Nutr* 1986;44:725-31.
396. Lee RD, Nieman DC. Anthropometry. Nutritional assessment. St. Louis, Missouri 63146: Mosby-Year Book, Inc. 1996:223-88.
397. Gallagher D, Visser M, Sepulveda D, Pierson RN, Harris T, Heymsfield SB. How useful is body mass index for comparison of body fatness across age, sex, and ethnic groups? *Am J Epidemiol* 1996;143:228-39.
398. Salas-Salvado J, Rubio MA, Barbany M, Moreno B, Grupo Colaborativo de la SEEDO. Consenso SEEDO 2007 para la evaluación del sobrepeso y la obesidad y el establecimiento de criterios de intervención terapéutica. *Med Clin (Barc)* 2007;128:184-96.
399. Heymsfield SB, Gallagher D, Mayer L, Beetsch J, Pietrobelli A. Scaling of human body composition to stature: new insights into body mass index. *Am J Clin Nutr* 2007;86:82-91.
400. Lara-Esqueda A, guilar-Salinas CA, Velazquez-Monroy O et al. The body mass index is a less-sensitive tool for detecting cases with obesity-associated co-morbidities in short stature subjects. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2004;28:1443-50.
401. Jackson AS, Pollock ML, Ward A. Generalized equations for predicting body density of women. *Med Sci Sports Exerc* 1980;12:175-81.
402. Jackson AS, Pollock ML. Generalizing equations for prediciting body density of men. *Br J Nutr* 1978;40:497-504.

Bibliografía

403. van der Ploeg GE, Gunn SM, Withers RT, Modra AC. Use of anthropometric variables to predict relative body fat determined by a four-compartment body composition model. *Eur J Clin Nutr* 2003;57:1009-16.
404. Kwok T, Woo J, Lau E. Prediction of body fat by anthropometry in older Chinese people. *Obes Res* 2001;9:97-101.
405. Lean ME, Han TS, Deurenberg P. Predicting body composition by densitometry from simple anthropometric measurements. *Am J Clin Nutr* 1996;63:4-14.
406. Garcia AL, Wagner K, Hothorn T, Koebnick C, Zunft HJ, Trippo U. Improved prediction of body fat by measuring skinfold thickness, circumferences, and bone breadths. *Obes Res* 2005;13:626-34.
407. Eckhardt CL, Adair LS, Caballero B et al. Estimating body fat from anthropometry and isotopic dilution: a four-country comparison. *Obes Res* 2003;11:1553-62.
408. Eston RG, Rowlands AV, Charlesworth S, Davies A, Hoppitt T. Prediction of determined DXA - whole body fat from skinfolds: importance of including skinfolds from the thigh and calf in young, healthy men and women. *Eur J Clin Nutr* 2005;59:695-702.
409. Ricart W, González-Huix F, Conde V, y Grup per a l'Evaluació de la Composició Corporal de la Població de Catalunya. Valoración del estado de nutrición a través de la determinación de los parámetros antropométricos: nuevas tablas en la población laboral de Cataluña. *Med Clin (Barc)* 1993;100:692-8.
410. Reid IR, Evans MC, Ames R. Relationships between upper-arm anthropometry and soft-tissue composition in postmenopausal women. *Am J Clin Nutr* 1992;56:463-6.
411. Fleta Zaragoza J, Rodríguez Martínez G, Mur de Frenne L, Moreno Aznar L, Bueno Lozano M. Secular trends of body adipose tissue in prepubertal children. *An Esp Pediatr* 2000;52:116-22.
412. Martin Moreno V, Gomez Gandoy JB, de Oya Otero M, Gomez de la Camara A, Antoranz Gonzalez MJ. Grado de acuerdo entre los índices adiposo-musculares obtenidos a partir de medidas antropométricas del brazo, pliegues cutáneos e impedancia bioeléctrica. *Nutr Hosp* 2003;18:77-86.
413. Martin Moreno V, Gomez Gandoy JB, Gomez de la Camara A, Antoranz Gonzalez MJ. Grasa corporal e índice adiposo-muscular estimados mediante impedanciometría en la evaluación nutricional de mujeres de 35 a 55 años. *Rev Esp Salud Publica* 2002;76:723-34.
414. Brodie DA, Stewart AD. Body composition measurement: a hierarchy of methods. *J Pediatr Endocrinol Metab* 1999;12:801-16.
415. Freedman DS, Wang J, Ogden CL et al. The prediction of body fatness by BMI and skinfold thicknesses among children and adolescents. *Ann Hum Biol* 2007;34:183-94.
416. Mei Z, Grummer-Strawn LM, Wang J et al. Do skinfold measurements provide additional information to body mass index in the assessment of body fatness among children and adolescents? *Pediatrics* 2007;119:e1306-e1313.
417. Nooyens AC, Koppes LL, Visscher TL et al. Adolescent skinfold thickness is a better predictor of high body fatness in adults than is body mass index: the Amsterdam Growth and Health Longitudinal Study. *Am J Clin Nutr* 2007;85:1533-9.
418. Heymsfield SB, McManus CJ, Smith J, Stevens V, Nixon DW. Anthropometric measurement of muscle mass: revised equations for calculating bone free muscle area. *Am J Clin Nutr* 1982;36:680-90.
419. Lee RD, Nieman DC. Assessment of the hospitalized patient. Nutritional assessment. St. Louis, Missouri 63146: Mosby-Year Book, Inc. 1996:289-331.
420. Pouliot MC, Despres JP, Lemieux S et al. Waist circumference and abdominal sagittal diameter: best simple anthropometric indexes of abdominal visceral adipose tissue accumulation and related cardiovascular risk in men and women. *Am J Cardiol* 1994;73:460-8.

Bibliografía

421. Aronne LJ, Segal KR. Adiposity and fat distribution outcome measures: assessment and clinical implications. *Obes Res* 2002;10 Suppl 1:14S-21S.
422. NIH, National Institutes of Health and National Heart, Lung and Blood Institute. Clinical guidelines on the identification, evaluation and treatment of overweight and obesity in adults. The evidence report. 1999.
Ref Type: Report
423. Bray G, Bouchard C, James WPT. Definitions and proposed current classifications of obesity. In: Bray G, Bouchard C, James WPT, eds. *Handbook of obesity*. Nueva York: Marcek Dekker 1998:31-40.
424. Sociedad Española para el estudio de la obesidad (SEEDO). Consenso SEEDO 2000 para la evaluación del sobrepeso y la obesidad y el establecimiento de criterios de intervención terapéutica. *Med Clin Barc* 2000;115:587-97.
425. Zhu SK, Wang ZM, Heshka S, Heo M, Faith MS, Heymsfield SB. Waist circumference and obesity-associated risk factors among whites in the third National Health and Nutrition Examination Survey: clinical action thresholds. *Am J Clin Nutr* 2002;76:743-9.
426. Janssen I, Heymsfield SB, Allison DB, Kotler DP, Ross R. Body mass index and waist circumference independently contribute to the prediction of nonabdominal, abdominal subcutaneous, and visceral fat. *Am J Clin Nutr* 2002;75:683-8.
427. Janssen I, Katzmarzyk PT, Ross R. Waist circumference and not body mass index explains obesity-related health risk. *Am J Clin Nutr* 2004;79:379-84.
428. Bray GA. Don't throw the baby out with the bath water. *Am J Clin Nutr* 2004;79:347-9.
429. Bigaard J, Thomsen BL, Tjonneland A, Sorensen TI. Does waist circumference alone explain obesity-related health risk? *Am J Clin Nutr* 2004;80:790-1.
430. Han TS, Van Leer EM, Seidell JC, Lean ME. Waist circumference action levels in the identification of cardiovascular risk factors: prevalence study in a random sample. *Br Med J* 1995;311:1401-5.
431. Seidell JC, Kahn HS, Williamson DF, Lissner L, Valdez R. Report from a Centers for Disease Control and Prevention Workshop on Use of Adult Anthropometry for Public Health and Primary Health Care. *Am J Clin Nutr* 2001;73:123-6.
432. Ardern CI, Janssen I, Ross R, Katzmarzyk PT. Development of health-related waist circumference thresholds within BMI categories. *Obes Res* 2004;12:1094-103.
433. Ben-Noun L, Sohar E, Laor A. Neck circumference as a simple screening measure for identifying overweight and obese patients. *Obes Res* 2001;9:470-7.
434. Seidell JC, Bouchard C. Abdominal adiposity and risk of heart disease. *J A M A* 1999;281:2284-5.
435. Seidell JC, Bjorntorp P, Sjostrom L, Sannerstedt R, Krotkiewski M, Kvist H. Regional distribution of muscle and fat mass in men: new insight into the risk of abdominal obesity using computed tomography. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1989;13:289-303.
436. Despres JP. The insulin resistance-dyslipidemic syndrome of visceral obesity: effects on patient risk. *Obes Res* 1998;6:8S-17S.
437. Bjorntorp P, Rosmond R. Neuroendocrine abnormalities in visceral obesity. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2000;24:80S-5S.
438. Pouliot MC, Despres JP, Nadeau A et al. Visceral obesity in men. Associations with glucose tolerance, plasma insulin, and lipoprotein levels. *Diabetes* 1992;41:826-34.
439. Despres JP, Lemieux S, Lamarche B et al. The insulin resistance-dyslipidemic syndrome: contribution of visceral obesity and therapeutic implications. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1995;19:76S-86S.

Bibliografía

440. Heymsfield SB, Allison DB, Wang ZM, Baumgartner RN, Ross R. Evaluation of total and regional body composition. In: Bray G, Bouchard C, James WPT, eds. *Handbook of obesity*. Nueva York: Marcek Dekker 1998:41-78.
441. Kvist H, Chowdhury B, Grangard U, Tyleu V, Sjoström L. Total and visceral adipose-tissue volumes derived from measurements with computed tomography in adult men and women: predictive equations. *Am J Clin Nutr* 1988;48:1351-61.
442. Tornaghi G, Raiteri R, Pozzato C et al. Anthropometric or ultrasonic measurements in assessment of visceral fat? A comparative study. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1994;18:771-5.
443. Armellini F, Zamboni M, Harris T, Micciolo R, Bosello O. Sagittal diameter minus subcutaneous thickness. An easy-to-obtain parameter that improves visceral fat prediction. *Obes Res* 1997;5:315-20.
444. Brundavani V, Murthy SR, Kurpad AV. Estimation of deep-abdominal-adipose-tissue (DAAT) accumulation from simple anthropometric measurements in Indian men and women. *Eur J Clin Nutr* 2006;60:658-66.
445. Armellini F, Zamboni M, Castelli S et al. Measured and predicted total and visceral adipose tissue in women. Correlations with metabolic parameters. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1994;18:641-7.
446. Ramirez-Zea M, Torun B, Martorell R, Stein AD. Anthropometric predictors of body fat as measured by hydrostatic weighing in Guatemalan adults. *Am J Clin Nutr* 2006;83:795-802.
447. Ross R. Advances in the application of imaging methods in applied and clinical physiology. *Acta Diabetol* 2003;40 Suppl 1:S45-S50.
448. Ross R, Goodpaster B, Kelley D, Boada F. Magnetic resonance imaging in human body composition research. From quantitative to qualitative tissue measurement. *Ann N Y Acad Sci* 2000;904:12-7.
449. Despres JP, Nadeau A, Tremblay A et al. Role of deep abdominal fat in the association between regional adipose tissue distribution and glucose tolerance in obese women. *Diabetes* 1989;38:304-9.
450. Ross R, Fortier L, Hudson R. Separate associations between visceral and subcutaneous adipose tissue distribution, insulin and glucose levels in obese women. *Diabetes Care* 1996;19:1404-11.
451. Sjoström L. A computer-tomography based multicompartiment body composition technique and anthropometric predictions of lean body mass, total and subcutaneous adipose tissue. *Int J Obes* 1991;15:19-30.
452. Chowdhury B, Sjoström L, Alpsten M, Kostanty J, Kvist H, Lofgren R. A multicompartiment body composition technique based on computerized tomography. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1994;18:219-34.
453. Rossner S, Bo WJ, Hiltbrandt E et al. Adipose tissue determinations in cadavers--a comparison between cross-sectional planimetry and computed tomography. *Int J Obes* 1990;14:893-902.
454. Schwenk A. Methods of assessing body shape and composition in HIV-associated lipodystrophy. *Curr Opin Infect Dis* 2002;15:9-16.
455. Kvist H, Chowdhury B, Gaugard T, Tyleu V, Sjoström L. Total and visceral adipose tissue volume derived from measurements with computed tomography in adult men and women: predictive equations. *Am J Clin Nutr* 1988;48:1351-61.
456. Starck G, Lonn L, Cederblad A, Alpsten M, Sjoström L, Ekholm S. Dose reduction for body composition measurements with CT. *Appl Radiat Isot* 1998;49:561-3.
457. Starck G, Lonn L, Cederblad A, Forssell-Aronsson E, Sjoström L, Alpsten M. A method to obtain the same levels of CT image noise for patients of various sizes, to minimize radiation dose. *Br J Radiol* 2002;75:140-50.

Bibliografía

458. Ross R, Shaw KD, Rissanen J, Martel Y, de Guise J, Avruch L. Sex differences in lean and adipose tissue distribution by magnetic resonance imaging: anthropometric relationships. *Am J Clin Nutr* 1994;59:1277-85.
459. Ross R, Shaw KD, Martel Y, de Guise J, Avruch L. Adipose tissue distribution measured by magnetic resonance imaging in obese women. *Am J Clin Nutr* 1994;57:470-5.
460. Ross R, Rissanen J, Hudson R. Sensitivity associated with the identification of visceral adipose tissue levels using waist circumference in men and women: effects of weight loss. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1996;20:533-8.
461. Shen W, Punyanitya M, Wang Z et al. Total body skeletal muscle and adipose tissue volumes: estimation from a single abdominal cross-sectional image. *J Appl Physiol* 2004;97:2333-8.
462. Shen W, Punyanitya M, Wang Z et al. Visceral adipose tissue: relations between single-slice areas and total volume. *Am J Clin Nutr* 2004;80:271-8.
463. Goodpaster BH. Measuring body fat distribution and content in humans. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2002;5:481-7.
464. Chiba T, Lloyd DA, Bowen AD, Meyers C. Ultrasonography as a method of nutritional assessment. *JPEN* 1989;13:529-34.
465. Armellini F, Zamboni M, Robbi R et al. Total and intra-abdominal fat measurements by ultrasound and computerized tomography. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1993;17:209-14.
466. Cignarelli M, DePergola G, Picca G et al. Relationship of obesity and body fat distribution with ceruloplasmin serum levels. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1996;20:809-13.
467. Wirth A, Steinmetz B. Gender differences in changes in subcutaneous and intra-abdominal fat during weight reduction: an ultrasound study. *Obes Res* 1998;6:393-9.
468. Borkan GA, Hulth DE, Cardarelli J, Burrows BA. Comparison of ultrasound and skinfold measurements in assessment of subcutaneous and total fatness. *Am J Phys Anthropol* 1982;58:307-13.
469. Fanelli MT, Kuczmarski RJ. Ultrasound as an approach to assessing body composition. *Am J Clin Nutr* 1984;39:703-9.
470. Abe T, Kondo M, Kawakami Y, Fukunaga T. Prediction equations for body composition of Japanese adults by B-mode ultrasound. *Am J Hum Biol* 1994;6:161-70.
471. WHO. Obesity: Preventing and managing the global epidemic. Report on a WHO Consultation on Obesity, Geneva, 3-5 June 1997. 1998. Geneva, Switzerland, WHO. WHO/NUT/NCD/98.1. Ref Type: Report
472. Blackburn GL. National Health and Nutrition Examination Survey: where nutrition meets medicine for the benefit of health. *Am J Clin Nutr* 2003;78:197-8.
473. Flegal KM, Carroll MD, Kuczmarski RJ, Johnson CL. Overweight and obesity in the United States: prevalence and trends, 1960-1994. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1998;22:39-47.
474. Mokdad AH, Serdula MK, Dietz WH, Bowman BA, Marks JS, Koplan JP. The spread of the obesity epidemic in the United States, 1991-1998. *JAMA* 1999;282:1519-22.
475. National Center for Health Statistics. Prevalence of overweight and obesity among adults: United States, 2003-2004. On line 2006. Internet: www.cdc.gov/nchs/products/pubs/pubd/hestats/obese03_04/overwght_adult_03.htm
476. National Center for Health Statistics. Obesity still a major problem. On line 2006. Internet: www.cdc.gov/nchs/pressroom/06facts/obesity03_04.htm

Bibliografía

477. Aranceta J, Perez-Rodrigo C, Serra-Majem L et al. Prevention of overweight and obesity: a Spanish approach. *Public Health Nutr* 2007;10:1187-93.
478. Park Y, Zhu S, Palaniappan L, Heshka S, Carnethon MR, Heymsfield SB. The metabolic syndrome: prevalence and associated risks factors finding in the US population from the third National Health and Nutrition Examination Survey, 1988-1994. *Arch Intern Med* 2003;163:427-36.
479. Van Gaal LF, Mertens IL, De Block CE. Mechanisms linking obesity with cardiovascular disease. *Nature* 2006;444:875-80.
480. Banegas JR, Lopez-Garcia E, Gutierrez-Fisac JL, Guallar-Castillon P, Rodriguez-Artalejo F. A simple estimate of mortality attributable to excess weight in the European Union. *Eur J Clin Nutr* 2003;57:201-8.
481. Mokdad AH, Marks JS, Stroup DF, Gerberding JL. Actual causes of death in the United States, 2000. *JAMA* 2004;291:1238-45.
482. Arrizabalaga JJ, Calañas-Continente A, Vidal J et al. Guía de práctica clínica para el manejo del sobrepeso y la obesidad en personas adultas. *Endocrinol Nutr* 2003;50:1-39.
483. World Health Organization. Physical status: The use and interpretation of anthropometry. 854, 367-405. 1995. Geneva, Switzerland, WHO. Technical Report Series.
Ref Type: Report
484. Lohman TG, Houtkooper L, Going SB. Body fat measurements goes high tech. Not all are created equal. *ACSM's Health & Fitness Journal* 1997;1:30-5.
485. De Lorenzo A, Deurenberg P, Pietrantuono A, Di Daniele N, Cervelli V, Andreoli A. How fat is obese? *Acta Diabetol* 2003;40:S254-S257.
486. Deurenberg P, Yap M, van Staveren WA. Body mass index and percent body fat: a meta analysis among different ethnic groups. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1998;22:1164-71.
487. Kuczmarski RJ, Flegal KM. Criteria for definition of overweight in transition: background and recommendations for the United States. *Am J Clin Nutr* 2000;72:1074-81.
488. Esquius M, Schwartz S, López Hellín J, Andreu AL, García E. Parámetros antropométricos de referencia de la población anciana. *Med Clin (Barc)* 1993;100:692-8.
489. Alastrué A, Rull M, Camps I, Salvá JA. Nuevas normas y consejos en la valoración de los parámetros antropométricos en nuestra población: índice adiposo muscular, índices ponderales y tablas de percentiles de los datos antropométricos útiles en una valoración nutricional. *Med Clin (Barc)* 1988;91:223-36.
490. Larsson I, Henning B, Lindroos AK, Naslund I, Sjostrom CD, Sjostrom L. Optimized predictions of absolute and relative amounts of body fat from weight, height, other anthropometric predictors, and age. *Am J Clin Nutr* 2006;83:252-9.
491. Ruhl CE, Harris TB, Ding J et al. Body mass index and serum leptin concentration independently estimate percentage body fat in older adults. *Am J Clin Nutr* 2007;85:1121-6.
492. Garrow JS, Webster J. Quetelet's index (W/H^2) as a measure of fatness. *Int J Obes* 1985;9:147-53.
493. Jackson AS, Stanforth PR, Gagnon J et al. The effect of sex, age and race on estimating percentage body fat from body mass index: The Heritage Family Study. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2002;26:789-96.
494. Morabia A, Ross A, Curtin F, Pichard C, Slosman DO. Relation of BMI to a dual-energy X-ray absorptiometry measure of fatness. *Br J Nutr* 1999;82:49-55.
495. Deurenberg P, Yap M, van Staveren WA. Body mass index and percent body fat: a metaanalysis among different ethnic groups. *Int J Obes* 1998;22:1164-71.

Bibliografía

496. Widhalm K, Schonegger K. BMI: does it really reflect body fat mass? *J Pediatr* 1999;134:522-53.
497. Wannamethee SG, Shaper AG, Lennon L, Whincup PH. Decreased muscle mass and increased central adiposity are independently related to mortality in older men. *Am J Clin Nutr* 2007;86:1339-46.
498. Freedman DS, Khan LK, Serdula MK, Dietz WH, Srinivasan SR, Berenson GS. The relation of childhood BMI to adult adiposity: the Bogalusa Heart Study. *Pediatrics* 2005;115:22-7.
499. Kyle UG, Genton L, Pichard C. Body composition: what's new? *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2002;5:427-33.
500. Calle EE, Thun MJ, Petrelli JM, Rodriguez C, Heath CW, Jr. Body-mass index and mortality in a prospective cohort of U.S. adults. *N Engl J Med* 1999;341:1097-105.
501. Fontaine KR, Redden DT, Wang C, Westfall AO, Allison DB. Years of life lost due to obesity. *JAMA* 2003;289:187-93.
502. Allison DB, Zhu SK, Plankey M, Faith MS, Heo M. Differential associations of body mass index and adiposity with all-cause mortality among men in the first and second National Health and Nutrition Examination Surveys (NHANES I and NHANES II) follow-up studies. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2002;26:410-6.
503. Henderson RM. The bigger the healthier: are the limits of BMI risk changing over time? *Econ Hum Biol* 2005;3:339-66.
504. Casas YG, Schiller BC, DeSouza CA, Seals DR. Total and regional body composition across age in healthy Hispanic and white women of similar socioeconomic status. *Am J Clin Nutr* 2001;73:13-8.
505. Deurenberg-Yap M, Schmidt G, van Staveren WA, Deurenberg P. The paradox of low body mass index and high body fat percentage among Chinese, Malays and Indians in Singapore. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2000;24:1011-7.
506. Wang J, Thornton JC, Russell M, Burastero S, Heymsfield S, Pierson RN, Jr. Asians have lower mass index BMI but higher percent body fat than do whites: comparisons of anthropometric measurements. *Am J Clin Nutr* 1994;60:23-8.
507. Wang J, Gallagher D, Thornton JC, Yu W, Horlick M, Pi-Sunyer FX. Validation of a 3-dimensional photonic scanner for the measurement of body volumes, dimensions, and percentage body fat. *Am J Clin Nutr* 2006;83:809-16.
508. Wells JC, Treleaven P, Cole TJ. BMI compared with 3-dimensional body shape: the UK National Sizing Survey. *Am J Clin Nutr* 2007;85:419-25.
509. Honda H, Qureshi AR, Axelsson J et al. Obese sarcopenia in patients with end-stage renal disease is associated with inflammation and increased mortality. *Am J Clin Nutr* 2007;86:633-8.
510. Pi-Sunyer FX. Obesity: criteria and classification. *Proc Nutr Soc* 2000;59:505-9.
511. Deurenberg P, Weststrate JA, Seidell JC. Body mass index as a measure of body fatness: age- and sex-specific prediction formulas. *Br J Nutr* 1991;65:105-14.
512. Expert Panel on the Identification Evaluation and Treatment of Overweight in Adults. Guidelines on the identification, evaluation and treatment of overweight and obesity in adults: Executive Summary. *Am J Clin Nutr* 1998;68:899-917.
513. Ellis KJ. Selected body composition methods can be used in field studies. *J Nutr* 2001;131:1589S-95S.
514. Kuczmarski RJ, Fanelli MT, Koch GG. Ultrasonic assessment of body composition in obese adults: overcoming the limitations of the skinfold caliper. *Am J Clin Nutr* 1987;45:717-24.
515. Deurenberg P, Leenen R, van der KK, Hautvast JG. In obese subjects the body fat percentage calculated with Siri's formula is an overestimation. *Eur J Clin Nutr* 1989;43:569-75.

Bibliografía

516. Teran JC, Sparks KE, Quinn LM, Fernandez BS, Krey SH, Steffee WP. Percent body fat in obese white females predicted by anthropometric measurements. *Am J Clin Nutr* 1991;53:7-13.
517. Gray DS, Bray GA, Bauer M et al. Skinfold thickness measurements in obese subjects. *Am J Clin Nutr* 1990;51:571-7.
518. Deurenberg P, Schutz Y. Body composition: overview of methods and future directions of research. *Ann Nutr Metab* 1995;39:325-33.
519. Heymsfield SB, Wang Z, Baumgartner RN, Ross R. Human body composition: advances in models and methods. *Annu Rev Nutr* 1997;17:527-58.
520. Deurenberg P. Limitations of the bioelectrical impedance method for the assessment of body fat in severe obesity. *Am J Clin Nutr* 1996;64:449S-52S.
521. Mingrone G, Bertuzzi A, Capristo E et al. Unreliable use of standard muscle hydration value in obesity. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 2001;280:E365-E371.
522. Deurenberg P, Deurenberg-Yap M. Differences in body-composition assumptions across ethnic groups: practical consequences. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2001;4:377-83.
523. Snijder MB, Kuyf BE, Deurenberg P. Effect of body build on the validity of predicted body fat from body mass index and bioelectrical impedance. *Ann Nutr Metab* 1999;43:277-85.
524. Baumgartner RN, Ross R, Heymsfield SB. Does adipose tissue influence bioelectric impedance in obese men and women? *J Appl Physiol* 1998;84:257-62.
525. Siervo M, Davies AA, Jebb SA, Jalil F, Moore SE, Prentice AM. Ethnic differences in the association between body mass index and impedance index (Ht²/Z) in adult women and men using a leg-to-leg bioimpedance method. *Eur J Clin Nutr* 2007;61:1337-40.
526. Pietrobelli A, Heymsfield SB. Establishing body composition in obesity. *J Endocrinol Invest* 2002;25:884-92.
527. Scharfetter H, Schlager T, Stollberger R, Felsberger R, Hutten H, Hinghofer-Szalkay H. Assessing abdominal fatness with local bioimpedance analysis: basic and experimental findings. *Int J Obes* 2001;25:5032-511.
528. Sartorio A, Conte G, Morini P, Battistini N, Faglia G, Bedogni G. Changes of bioelectrical impedance after a body weight reduction program in highly obese subjects. *Diabetes Nutr Metab* 2000;13:186-91.
529. Cox-Reijven PL, Van Kreel B, Soeters PB. Accuracy of bioelectrical impedance spectroscopy in measuring changes in body composition during severe weight loss. *JPEN* 2002;26:120-7.
530. Chertow GM. With bioimpedance spectroscopy, the errors get fat when the patients get slim. *JPEN* 2002;26:128-9.
531. Kyle UG, Schutz Y, Dupertuis YM, Pichard C. Body composition interpretation. Contributions of the fat-free mass index and the body fat mass index. *Nutrition* 2003;19:597-604.
532. Schutz Y, Kyle UG, Pichard C. Fat-free mass index and fat mass index percentiles in Caucasians aged 18-98 y. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2002;26:953-60.
533. Kyle UG, Piccoli A, Pichard C. Body composition measurements: interpretation finally made easy for clinical use. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2003;6:387-93.
534. Freedman DS, Ogden CL, Berenson GS, Horlick M. Body mass index and body fatness in childhood. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2005;8:618-23.
535. Freedman DS, Wang J, Maynard LM et al. Relation of BMI to fat and fat-free mass among children and adolescents. *Int J Obes (Lond)* 2005;29:1-8.

Bibliografía

536. Van Itallie TB, Yang MU, Heymsfield SB, Funk RC, Boileau RA. Height-normalized indices of the body's fat-free mass and fat mass: potentially useful indicators of nutritional status. *Am J Clin Nutr* 1990;52:953-9.
537. Roubenoff R, Kehayias JJ, Wason-Hughes B, Heymsfield SB. Use of dual-energy x-ray absorptiometry in body-composition studies: not yet a "gold standard". *Am J Clin Nutr* 1993;58:589-91.
538. Pietrobelli A, Wang Z, Formica C, Heymsfield SB. Dual-energy X-ray absorptiometry: fat estimation errors due to variation in soft tissue hydration. *Am J Physiol* 1998;274:E808-E816.
539. Formica C, Atkinson MG, Nyulasi I, McKay J, Heale W, Seeman E. Body composition following hemodialysis: studies using dual-energy X-ray absorptiometry and bioelectrical impedance analysis. *Osteoporos Int* 1993;3:192-7.
540. Going SB, Massett MP, Hall MC et al. Detection of small changes in body composition by dual-energy x-ray absorptiometry. *Am J Clin Nutr* 1993;57:845-50.
541. Lohman TG, Harris M, Teixeira PJ, Weiss L. Assessing body composition and changes in body composition. Another look at dual-energy X-ray absorptiometry. *Ann N Y Acad Sci* 2000;904:45-54.
542. Tothill P, Nord RH. Limitations of dual-energy x-ray absorptiometry. *Am J Clin Nutr* 1995;61:398-400.
543. Milliken LA, Going SB, Lohman TG. Effects of variations in regional composition on soft tissue measurements by dual-energy X-ray absorptiometry. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1996;20:677-82.
544. Mazess RB. Inappropriate testing of DEXA in vitro. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1997;21:162.
545. Genton L, Hans D, Kyle UG, Karsegard VL, Slosman DO, Pichard C. Half-body dual energy x-ray absorptiometry (DXA) predicts whole body composition (WBC) in obese patients. *Clin Nutr* 2003;22:S22-S23.
546. Tataranni PA, Ravussin E. Use of dual-energy X-ray absorptiometry in obese individuals. *Am J Clin Nutr* 1995;62:730-4.
547. Vague J. The degree of masculine differentiation of obesities: a factor determining predisposition to diabetes, atherosclerosis, gout and uric calculus disease. *Am J Clin Nutr* 1956;34:416-22.
548. Pietrobelli A, Boner AL, Tato L. Adipose tissue and metabolic effects: new insight into measurements. *Int J Obes* 2005;29:S97-S100.
549. Despres JP. Obesity and lipid metabolism: relevance of body fat distribution. *Curr Opin Lipidol* 1991;2:5-15.
550. Pi-Sunyer FX. Medical hazards of obesity. *Ann Intern Med* 1993;119:655-60.
551. Pi-Sunyer FX. The epidemiology of central fat distribution in relation to disease. *Nutr Rev* 2004;62:S120-S126.
552. Ohlson LO, Larsson B, Svardsudd K et al. The influence of body fat distribution on the incidence of diabetes mellitus, 13,5 years of follow-up of the participants of the study of men born in 1913. *Diabetes* 1985;34:1055-8.
553. Seidell JC, Cigolini M, Charzewska J, Ellsinger BM, Deslypere JP, Cruz A. Fat distribution in European men: a comparison of anthropometric measurements in relation to cardiovascular risk factors. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1992;16:17-22.
554. Malina RM. Regional body composition: age, sex, and ethnic variation. In: Roche AF, Heymsfield SB, Lohman TG, eds. *Human Body Composition*. Champaign IL 61825-5076: Human Kinetics 1996:217-55.
555. Aronne LJ. Classification of obesity and assessment of obesity-related health risks. *Obes Res* 2002;10:105S-15S.

Bibliografía

556. Rippe JM, McInnis KJ, Melanson KJ. Physician involvement in the management of obesity as a primary medical condition. *Obes Res* 2001;9:302S-11S.
557. Van der Kooy K, Leenen R, Seidell JC, Deurenberg P, Droop A, Bakker CJ. Waist-hip ratio is a poor predictor of changes in visceral fat. *Am J Clin Nutr* 1993;57:327-33.
558. Seidell JC, Perusse L, Despres JP, Bouchard C. Waist and hip circumferences have independent and opposite effects on cardiovascular disease risk factors: the Quebec Family Study. *Am J Clin Nutr* 2001;74:315-21.
559. Snijder MB, Dekker JM, Visser M et al. Larger thigh and hip circumferences are associated with better glucose tolerance: the Hoorn study. *Obes Res* 2003;11:104-11.
560. Snijder MB, Zimmet PZ, Visser M, Dekker JM, Seidell JC, Shaw JE. Independent association of hip circumference with metabolic profile in different ethnic groups. *Obes Res* 2004;12:1370-4.
561. Welborn TA, Dhaliwal SS. Preferred clinical measures of central obesity for predicting mortality. *Eur J Clin Nutr* 2007;61:1373-9.
562. Welborn TA, Dhaliwal SS, Bennett SA. Waist-hip ratio is the dominant risk factor predicting cardiovascular death in Australia. *Med J Aust* 2003;179:580-5.
563. de Koning L, Merchant AT, Pogue J, Anand SS. Waist circumference and waist-to-hip ratio as predictors of cardiovascular events: meta-regression analysis of prospective studies. *Eur Heart J* 2007;28:850-6.
564. Chuang YC, Hsu KH, Hwang CJ, Hu PM, Lin TM, Chiou WK. Waist-to-thigh ratio can also be a better indicator associated with type 2 diabetes than traditional anthropometrical measurements in Taiwan population. *Ann Epidemiol* 2006;16:321-31.
565. Tulloch-Reid MK, Williams DE, Looker HC, Hanson RL, Knowler WC. Do measures of body fat distribution provide information on the risk of type 2 diabetes in addition to measures of general obesity?. Comparisons of anthropometric predictors of type 2 diabetes in Pima Indians. *Diabetes Care* 2003;26:2556-61.
566. Snijder MB, Dekker JM, Visser M et al. Associations of hip and thigh circumferences independent of waist circumference with the incidence of type 2 diabetes: the Hoorn study. *Am J Clin Nutr* 2003;77:1192-7.
567. Hughes VA, Roubenoff R, Wood M, Frontera WR, Evans WJ, Fiatarone Singh MA. Anthropometric assessment of 10-y changes in body composition in the elderly. *Am J Clin Nutr* 2004;80:475-82.
568. Ohrvall M, Berglund L, Vessby B. Sagittal abdominal diameter compared with other anthropometric measurements in relation to cardiovascular risk. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2000;24:497-501.
569. Riserus U, Arnlov J, Brismar K, Zethelius B, Berglund L, Vessby B. Sagittal abdominal diameter is a strong anthropometric marker of insulin resistance and hyperproinsulinemia in obese men. *Diabetes Care* 2004;27:2041-6.
570. Lean MJ, Han TS. Waist worries. *Am J Clin Nutr* 2002;76:699-700.
571. Seidell JC, Oosterlee A, Deurenberg P, Hautvast JG, Ruijs JH. Abdominal fat depots measured with computed tomography: effects of degree of obesity, sex, and age. *Eur J Clin Nutr* 1988;42:805-15.
572. Despres JP, Prud'Homme D, Pouliot MC, Tremblay A, Bouchard C. Estimation of deep abdominal adipose-tissue accumulation from simple anthropometric measurements in men. *Am J Clin Nutr* 1991;54:471-7.
573. Ferland M, Despres JP, Tremblay A et al. Assessment of adipose tissue distribution by computed axial tomography in obese women: association with body density and anthropometric measurements. *Br J Nutr* 1989;61:139-48.

Bibliografía

574. Chan DC, Watts GF, Barrett PH, Burke V. Waist circumference, waist-to-hip ratio and body mass index as predictors of adipose tissue compartments in men. *QJM* 2003;96:441-7.
575. Klein S, Allison DB, Heymsfield SB et al. Waist circumference and cardiometabolic risk: a consensus statement from Shaping America's Health: Association for Weight Management and Obesity Prevention; NAASO, The Obesity Society; the American Society for Nutrition; and the American Diabetes Association. *Am J Clin Nutr* 2007;85:1197-202.
576. Kuk JL, Church TS, Blair SN, Ross R. Does measurement site for visceral and abdominal subcutaneous adipose tissue alter associations with the metabolic syndrome? *Diabetes Care* 2006;29:679-84.
577. Shen W, Punyanitya M, Chen J et al. Waist circumference correlates with metabolic syndrome indicators better than percentage fat. *Obesity (Silver Spring)* 2006;14:727-36.
578. Zhu S, Heymsfield SB, Toyoshima H, Wang Z, Pietrobelli A, Heshka S. Race-ethnicity-specific waist circumference cutoffs for identifying cardiovascular disease risk factors. *Am J Clin Nutr* 2005;81:409-15.
579. Turcato E, Bosello O, Di F, V et al. Waist circumference and abdominal sagittal diameter as surrogates of body fat distribution in the elderly: their relation with cardiovascular risk factors. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2000;24:1005-10.
580. Onat A, Avci GS, Barian MM, Uyarel H, Uzunlar B, Sansoy V. Measures of abdominal obesity assessed for visceral adiposity and relation to coronary risk. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2004;28:1018-25.
581. Valdez R, Seidell JC, Anh YI, Weiss KM. A new index of abdominal adiposity as an indicator of risk for cardiovascular disease. A cross population study. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1993;17:77-82.
582. Kuk JL, Lee S, Heymsfield SB, Ross R. Waist circumference and abdominal adipose tissue distribution: influence of age and sex. *Am J Clin Nutr* 2005;81:1330-4.
583. Kuk JL, Janiszewski PM, Ross R. Body mass index and hip and thigh circumferences are negatively associated with visceral adipose tissue after control for waist circumference. *Am J Clin Nutr* 2007;85:1540-4.
584. Wang J, Thornton JC, Bari S et al. Comparisons of waist circumferences measured at 4 sites. *Am J Clin Nutr* 2003;77:379-84.
585. Clasey JL, Bouchard C, Teates CD et al. The use of anthropometric and dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) measures to estimate total abdominal and abdominal visceral fat in men and women. *Obes Res* 1999;7:256-64.
586. Lean ME, Han TS, Morrison CE. Waist circumference as a measure for indicating need for weight management. *BMJ* 1995;311:158-61.
587. Lemieux I, Pascot A, Couillard C et al. Hypertriglyceridemic waist: A marker of the atherogenic metabolic triad (hyperinsulinemia; hyperapolipoprotein B; small, dense LDL) in men? *Circulation* 2000;102:179-84.
588. Lemieux I, Almeras N, Mauriege P et al. Prevalence of "hypertriglyceridemic waist" in men who participated in the Quebec Health Survey: association with atherogenic and diabetogenic metabolic risks factors. *Can J Cardiol* 2002;18:725-32.
589. Senechal M, Lemieux I, Beucler I et al. Features of the metabolic syndrome of "hypertriglyceridemic waist" and transplant coronary artery disease. *J Heart Lung Transplant* 2005;24:819-26.
590. Czernichow S, Bruckert E, Bertrais S, Galan P, Hercberg S, Oppert JM. Hypertriglyceridemic waist and 7.5-year prospective risk of cardiovascular disease in asymptomatic middle-aged men. *Int J Obes (Lond)* 2007;31:791-6.

Bibliografía

591. Despres JP, Pascot A, Lemieux I. Risk factors associated with obesity: a metabolic perspective. *Ann Endocrinol* 2000;61:31-8.
592. Despres JP, Lemieux I, Prud'Homme D. Treatment of obesity: need to focus on high risk abdominally obese patients. *BMJ* 2001;322:716-20.
593. Han TS, McNeill G, Seidell JC, Lean ME. Predicting intra-abdominal fatness from anthropometric measures: the influence of stature. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1997;21:587-93.
594. Han TS, Seidell JC, Currall JE, Morrison CE, Deurenberg P, Lean ME. The influences of height and age on waist circumference as an index of adiposity in adults. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1997;21:83-9.
595. Hsieh SD, Yoshinaga H. Abdominal fat distribution and coronary heart disease risk factors in men: waist/height ratio as a simple and useful predictor. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1995;19:585-9.
596. Mannucci E, Alegiani SS, Monami M, Sarli E, Avogaro A. Indexes of abdominal adiposity in patients with type 2 diabetes. *J Endocrinol Invest* 2004;27:535-40.
597. Soto Gonzalez A, Bellido D, Buno MM et al. Predictors of the metabolic syndrome and correlation with computed axial tomography. *Nutrition* 2007;23:36-45.
598. Plourde G. The role of radiologic methods in assessing body composition and related metabolic parameters. *Nutr Rev* 1997;55:289-96.
599. Lee S, Janssen I, Ross R. Interindividual variation in abdominal subcutaneous and visceral adipose tissue: influence of measurement site. *J Appl Physiol* 2004;97:948-54.
600. Misra A, Garg A, Abate N, Peshock RM, Stray-Gundersen J, Grundy SM. Relationship of anterior and posterior subcutaneous abdominal fat to insulin sensitivity in nondiabetic men. *Obes Res* 1997;5:93-9.
601. Concepción L, Martí-Bonmatí L, Aliaga R, Delgado F, Morillas C, Hernández A. Estudio de la grasa abdominal mediante resonancia magnética: comparación con parámetros antropométricos y de riesgo cardiovascular. *Med Clin Barc* 2001;117:366-9.
602. Abate N, Garg A, Coleman R, Grundy SM, Peshock RM. Prediction of total subcutaneous abdominal, intraperitoneal, and retroperitoneal adipose tissue masses in men by a single axial magnetic resonance imaging slice. *Am J Clin Nutr* 1997;65:403-8.
603. Seidell JC, Bakker CJ, Van der Kooy K. Imaging techniques for measuring adipose tissue distribution: A comparison between computed tomography and 1.5-T magnetic resonance. *Am J Clin Nutr* 1990;51:953-7.
604. Demerath EW, Ritter KJ, Couch WA et al. Validity of a new automated software program for visceral adipose tissue estimation. *Int J Obes (Lond)* 2007;31:285-91.
605. Kullberg J, Ahlstrom H, Johansson L, Frimmel H. Automated and reproducible segmentation of visceral and subcutaneous adipose tissue from abdominal MRI. *Int J Obes (Lond)* 2007;31:1806-17.
606. Ribeiro Filho FF, Faria AN, Azjen S, Zanella MT, Ferreira SR. Methods of estimation of visceral fat: Advantages of ultrasonography. *Obes Res* 2003;11:1488-94.
607. Pontiroli AE, Pizzocri P, Giacomelli M et al. Ultrasound measurement of visceral and subcutaneous fat in morbidly obese patients before and after laparoscopic adjustable gastric banding: comparison with computerized tomography and with anthropometric measurements. *Obes Surg* 2002;12:648-51.
608. Park YW, Heymsfield SB, Gallagher D. Are dual-energy X-ray absorptiometry regional estimates associated with visceral adipose tissue mass? *Int J Obes Relat Metab Disord* 2002;26:978-83.
609. Svendsen OL, Hassager C, Bergmann I, Christiansen C. Measurement of abdominal and intra-abdominal fat in postmenopausal women by dual-energy X-ray absorptiometry and anthropometry: Comparison with computerized tomography. *Int J Obes* 1993;17:45-51.

Bibliografía

610. Jensen MD, Kanaley JA, Sheedy PF. Measurement of abdominal and visceral fat with computed tomography and dual-energy X-ray absorptiometry. *Am J Clin Nutr* 1995;61:274-8.
611. Treuth MS, Hunter GR, Kekes-Szabo T. Estimating intraabdominal adipose tissue in women by dual-energy X-ray absorptiometry. *Am J Clin Nutr* 1995;62:527-32.
612. Arrizabalaga JJ, Masmiquel L, Vidal J et al. Recomendaciones y algoritmo de tratamiento del sobrepeso y la obesidad en personas adultas. *Med Clin (Barc)* 2004;122:104-10.
613. Armitage P, Berry G. Mediciones múltiples. In: Armitage P, Berry G, eds. *Estadística para la investigación biomédica*. Madrid: Harcourt Brace España 1997:295-316.
614. Armitage P, Berry G. Otros diseños experimentales. In: Armitage P, Berry G, eds. *Estadística para la investigación biomédica*. Madrid: Harcourt Brace España 1997:259-61.
615. Guo SS, Chumlea WC, Cockram DB. Use of statistical methods to estimate body composition. *Am J Clin Nutr* 1996;64:428S-35S.
616. Sun SS, Chumlea WC. Statistical methods. In: Heymsfield SB, Lohman TG, Wang ZM, Going SB, eds. *Human body composition*. Champaign, IL 61825-5076: Human Kinetics 2005:151-60.
617. Roubenoff R, Baumgartner RN, Harris TB et al. Application of bioelectrical impedance analysis to elderly populations. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1997;52:M129-M136.
618. Heitmann BL. Evaluation of body fat estimated from body mass index, skinfolds and impedance. A comparative study. *Eur J Clin Nutr* 1990;44:831-7.
619. Carrasco JL, Hernán MA. Análisis de regresión lineal. In: Carrasco JL, Hernán MA, eds. *Estadística multivariante en las ciencias de la vida*. Madrid: Editorial Ciencia 3, S.L. 1993:153-95.
620. Fernández JR, Heo M, Heymsfield SB et al. Is percentage body fat differentially related to body mass index in Hispanic Americans, African Americans, and European Americans? *Am J Clin Nutr* 2003;77:71-5.
621. Blew RM, Sardinha LB, Milliken LA et al. Assessing the validity of body mass index standards in early postmenopausal women. *Obes Res* 2002;10:799-808.
622. Goh VHH, Tain CF, Tong TYY, Mok HPP, Wong MT. Are BMI and other anthropometric measures appropriate as indices for obesity? A study in an Asian population. *J Lipid Res* 2004;45:1892-8.
623. Bedogni G, Pietrobelli A, Heymsfield SB et al. Is body mass index a measure of adiposity in elderly women? *Obes Res* 2001;9:17-20.
624. Pateyjohns IR, Brinkworth GD, Buckley JD, Noakes M, Clifton PM. Comparison of three bioelectrical impedance methods with DXA in overweight and obese men. *Obesity (Silver Spring)* 2006;14:2064-70.
625. Hendel HW, Gotfredsen A, Hojgaard L, Andersen T, Hilsted J. Change in fat-free mass assessed by bioelectrical impedance, total body potassium and dual energy X-ray absorptiometry during prolonged weight loss. *Scand J Clin Lab Invest* 1996;56:671-9.
626. Martín Andrés A, Luna J. Estadística descriptiva. In: Martín Andrés A, Luna J, eds. *Bioestadística para las ciencias de la salud*. Madrid: Ediciones Norma S.A. 1993:38.
627. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986;1:307-10.
628. Ludbrook J. Statistical techniques for comparing measurers and methods of measurement: a critical review. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 2002;29:527-36.
629. Luiz RR, Costa AJ, Kale PL, Werneck GL. Assessment of agreement of a quantitative variable: a new graphical approach. *J Clin Epidemiol* 2003;56:963-7.

Bibliografía

630. Llorca J, Delgado-Rodríguez M. Survival analytical techniques were used to assess agreement of a quantitative variable. *J Clin Epidemiol* 2005;58:314-5.
631. Prieto L, Lamarca R, Casado A. La evaluación de la fiabilidad en las observaciones clínicas: el coeficiente de correlación intraclase. *Med Clin Barc* 1998;110:142-5.
632. Bland JM, Altman DG. A note on the use of the intraclass correlation coefficient in the evaluation of agreement between two methods of measurement. *Comput Biol Med* 1990;20:337-40.
633. Jakicic JM, Wing RR, Lang W. Bioelectrical impedance analysis to assess body composition in obese adult women: the effect of ethnicity. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1998;22:243-9.
634. Hodgdon JA, Fitzgerald PI. Validity of impedance predictions at various levels of fatness. *Hum Biol* 1987;59:281-98.
635. Khaled MA, McCutcheon MJ, Reddy S, Pearman PL, Hunter GR, Weinsier RL. Electrical impedance in assessing body composition: the BIA method. *Am J Clin Nutr* 1988;47:789-92.
636. De Lorenzo A, Sasso GF, Andreoli A, Sorge R, Candeloro N, Cairella M. Improved prediction formula for total body water assessment in obese women. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1995;19:535-8.
637. Van Loan M, Mayclin P. Bioelectrical impedance analysis: is it a reliable estimator of lean body mass and total body water? *Hum Biol* 1987;59:299-309.
638. Deurenberg P, Kusters CS, Smit HE. Assessment of body composition by bioelectrical impedance in children and young adults is strongly age-dependent. *Eur J Clin Nutr* 1990;44:261-8.
639. Wang J, Thornton JC, Burastero S, Heymsfield SB, Pierson RN, Jr. Bio-impedance analysis for estimation of total body potassium, total body water and fat-free mass in white, black and asian adults. *Am J Hum Biol* 1995;7:33-40.
640. Carrasco JL. El método estadístico en la investigación médica. Madrid: Editorial Ciencia 3, 1995.
641. Pita S, Pértega S. La fiabilidad de de las mediciones clínicas: el análisis de concordancia para variables numéricas. On line 2004. Internet:
http://www.fisterra.com/mbe/investiga/conc_numerica/conc_numerica.asp
642. Argimón JM, Jiménez Villa J. Análisis de la concordancia. Métodos de investigación clínica y epidemiológica. Madrid: Elsevier 2004:341-6.
643. Stolarczyk LM, Heyward VH, Van L, Hicks VL, Wilson WL, Reano LM. The fatness-specific bioelectrical impedance analysis equations of Segal et al: are they generalizable and practical? *Am J Clin Nutr* 1997;66:8-17.
644. Utter AC, Nieman DC, Ward AN, Butterworth DE. Use of the leg-to-leg bioelectrical impedance method in assessing body-composition change in obese women. *Am J Clin Nutr* 1999;69:603-7.
645. Lukaski HC. Body mass index, bioelectrical impedance, and body composition. *Nutrition* 2001;17:55-6.
646. Prentice AM, Jebb SA. Beyond body mass index. *Obes Rev* 2001;2:141-7.
647. Piers LS, Soares MJ, Frandsen SL, O'Dea K. Indirect estimates of body composition are useful for groups but unreliable in individuals. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2000;24:1145-52.
648. Deurenberg P, Deurenberg-Yap M, Wang J, Lin FP, Schmidt G. The impact of body build on the relationship between body mass index and percent body fat. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1999;23:537-42.
649. Yao M, Roberts SB, Ma G, Pan H, McCrory MA. Field methods for body composition assessment are valid in healthy chinese adults. *J Nutr* 2002;132:310-7.

Bibliografía

650. Wellens RI, Roche AF, Khamis HJ, Jackson AS, Pollock ML, Siervogel RM. Relationships between the Body Mass Index and body composition. *Obes Res* 1996;4:35-44.
651. Swinburn BA, Craig PL, Daniel R, Dent DP, Strauss BJ. Body composition differences between Polynesians and Caucasians assessed by bioelectrical impedance. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1996;20:889-94.
652. Luke A, Durazo-Arvizu R, Rotimi C et al. Relation between BMI and body fat in black population samples from Nigeria, Jamaica and the United States. *Am J Epidemiol* 1997;145:620-8.
653. Wells JC, Coward WA, Cole TJ, Davies PS. The contribution of fat and fat-free tissue to body mass index in contemporary children and the reference child. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2002;26:1323-8.
654. Roubenoff R, Dallal GE, Wilson PW. Predicting body fatness: the body mass index vs estimation by bioelectrical impedance. *Am J Public Health* 1995;85:726-8.
655. Deurenberg P, Andreoli A, Borg P et al. The validity of predicted body fat percentage from body mass index and from impedance in samples of five European populations. *Eur J Clin Nutr* 2001;55:973-9.
656. Thomson R, Brinkworth GD, Buckley JD, Noakes M, Clifton PM. Good agreement between bioelectrical impedance and dual-energy x-ray absorptiometry for estimating changes in body composition during weight loss in overweight young women. *Clin Nutr* 2007;26:771-7.
657. Heber D, Ingles S, Ashley JM, Maxwell MH, Lyons RF, Elashoff RM. Clinical detection of sarcopenic obesity by bioelectrical impedance analysis. *Am J Clin Nutr* 1996;64:472S-7S.
658. Deurenberg P, Deurenberg-Yap M. Validity of body composition methods across ethnic population groups. *Acta Diabetol* 2003;40 Suppl 1:S246-S249.
659. Genton L, Karsegard VL, Kyle UG, Hans DB, Michel JP, Pichard C. Comparison of four bioelectrical impedance analysis formulas in healthy elderly subjects. *Gerontology* 2001;47:315-23.
660. Kyle UG, Hans D, Genton L, Pichard C. Geneva and NHANES bioelectrical impedance analysis (BIA) equations, compared to dual-energy x-ray absorptiometry (DXA) to predict fat-free mass (FFM). *Clin Nutr* 2003;22:S1.
661. Genton L, Hans D, Karsegard VL, Kyle UG, Slosman DO, Pichard C. Comparison of dual-energy x-ray absorptiometry (DXA) with bioelectrical impedance analysis (BIA) in obese women. *Clin Nutr* 2003;22:S1.
662. Das SK. Body composition measurement in severe obesity. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2005;8:602-6.
663. Fuller NJ, Sawyer MB, Elia M. Comparative evaluation of body composition methods and predictions, and calculation of density and hydration fraction of fat-free mass, in obese women. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1994;18:503-12.
664. Wang J, Deurenberg P. The validity of predicted body composition in Chinese adults from anthropometry and bioelectrical impedance in comparison with densitometry. *Br J Nutr* 1996;76:175-82.
665. Wang ZM, Deurenberg P, Guo SS et al. Six-compartment body composition model: inter-method comparisons of total body fat measurement. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1998;22:329-37.
666. Sun G, French CR, Martin GR et al. Comparison of multifrequency bioelectrical impedance analysis with dual-energy X-ray absorptiometry for assessment of percentage body fat in a large, healthy population. *Am J Clin Nutr* 2005;81:74-8.
667. Bolanowski M, Nilsson BE. Assessment of human body composition using dual-energy x-ray absorptiometry and bioelectrical impedance analysis. *Med Sci Monit* 2001;7:1029-33.

Bibliografía

668. Sopher AB, Thornton JC, Wang J, Pierson RN, Jr., Heymsfield SB, Horlick M. Measurement of percentage of body fat in 411 children and adolescents: a comparison of dual-energy X-ray absorptiometry with a four-compartment model. *Pediatrics* 2004;113:1285-90.
669. Kagawa M, Kuroiwa C, Uenishi K, Mori M, Hills AP, Binns CW. New percentage body fat prediction equations for Japanese females. *J Physiol Anthropol* 2007;26:23-9.
670. Chumlea WC, Guo SS, Zeller CM, Reo NV, Siervogel RM. Total body water data for white adults 18 to 64 years of age: the Fels Longitudinal Study. *Kidney Int* 1999;56:244-52.
671. Chumlea WC, Guo SS, Zeller CM et al. Total body water reference values and prediction equations for adults. *Kidney Int* 2001;59:2250-8.
672. Kyle UG, Genton L, Hans D, Karsegard L, Slosman DO, Pichard C. Age-related differences in fat-free mass, skeletal muscle, body cell mass and fat mass between 18 and 94 years. *Eur J Clin Nutr* 2001;55:663-72.

Fé de erratas:

Pág. 61: En la figura 8 existe un error en la representación de los electrodos de la impedancia bioeléctrica tetrapolar convencional, por lo que la figura correcta sería:

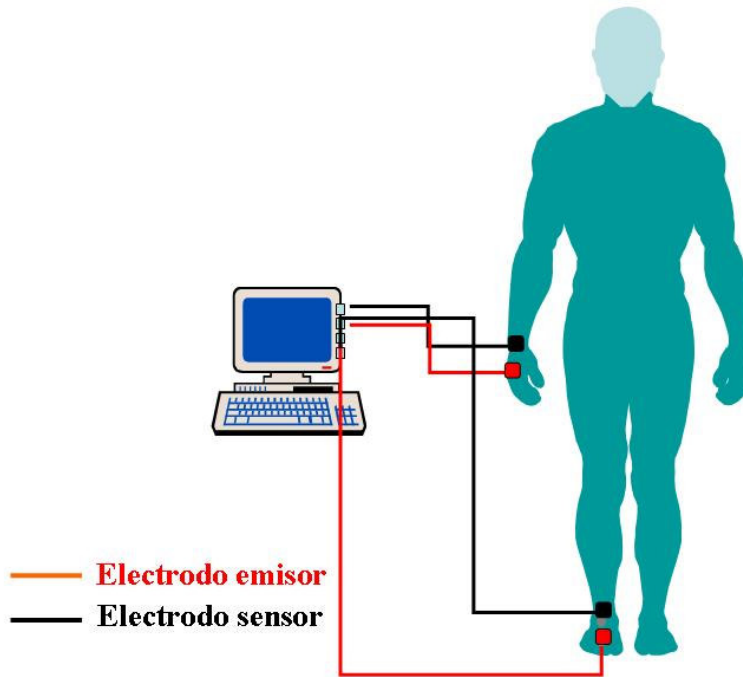


Figura 8. Esquema de la impedancia bioeléctrica tetrapolar convencional.

Pág. 305: En la figura 141 existe un error en el título del eje de ordenadas, el título correcto debe decir: Diferencias MG por TANITA – MG DEXA.

Por tanto la figura 141 en su forma correcta quedaría:

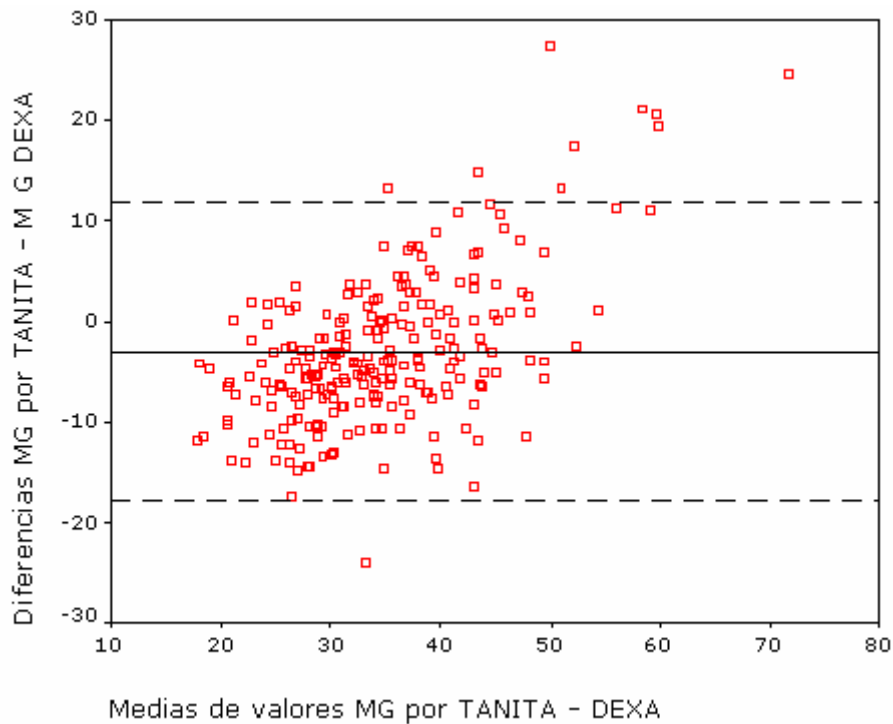


Figura 141. Análisis de Bland-Altman para la MG estimada por la ecuación incluida en el equipo TANITA.

Pág. 343: Donde dice:

130. Brozek J, Grande F, ANDERSON JT, KEYS A. Densitometric analysis of body composition: revision of some quantitative assumptions. *Ann N Y Acad Sci* 1963;110:113-40.

Debe decir:

130. Brozek J, Grande F, Anderson JT, Keys A. Densitometric analysis of body composition: revision of some quantitative assumptions. *Ann N Y Acad Sci* 1963;110:113-40.

Pág. 357: Donde dice:

392. KEYS A, KEYS A, Fidanza F, Karvonen MJ, Kimura N, TAYLOR HL. Indices of relative weight and obesity. *J Chronic Dis* 1972;25:329-43.

Debe decir:

392. Keys A, Fidanza F, Karvonen MJ, Kimura N, Taylor HL. Indices of relative weight and obesity. *J Chronic Dis* 1972;25:329-43.