

FACULTAD DE CIENCIAS DEL DEPORTE Y LA EDUCACIÓN FÍSICA.

Departamento de Educación Física y Deportiva.



UNIVERSIDADE DA CORUÑA

TESIS DOCTORAL:

**Análisis funcional objetivo tras la cirugía de reconstrucción
del ligamento cruzado anterior para la práctica deportiva y
efecto de la fatiga en la función.**

Doctoranda:

Olalla García Taibo.

Directores:

Dr. Rafael Arriaza Loureda.

Dr. Javier Cudeiro Mazaira.

A Coruña, 2015

Informe de los directores de tesis:

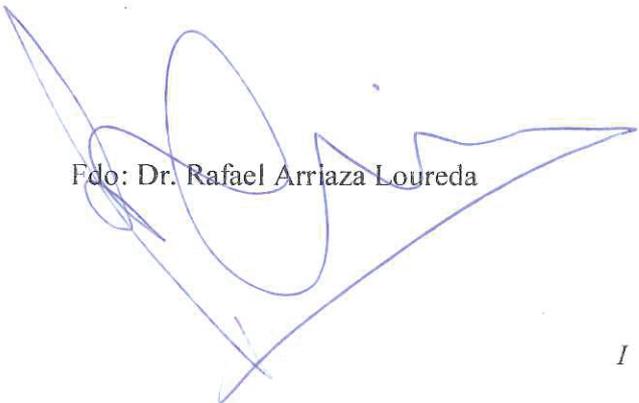
D. Rafael Arriaza Loureda, Doctor en Medicina y Cirugía por la Universidad Complutense de Madrid; y D. Javier Cudeiro Mazaira, Doctor en Medicina y Cirugía por la Universidad de Santiago de Compostela,

CERTIFICAN:

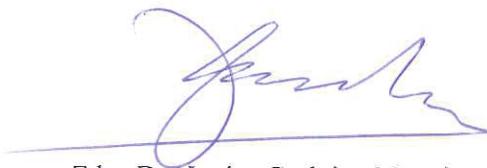
Que Dña. Olalla García Taibo, Licenciada en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte por la Universidad de A Coruña, ha realizado bajo nuestra dirección el trabajo para la elaboración de su Tesis Doctoral titulada:

Análisis funcional objetivo tras la cirugía de reconstrucción del ligamento cruzado anterior para la práctica deportiva y efecto de la fatiga en la función.

Dicho estudio reúne, a nuestro criterio, los requisitos exigibles para su presentación, defensa pública y colación del grado de Doctor con mención internacional. Para que así conste, expedimos el presente certificado en A Coruña, a de septiembre de 2015.



Fdo: Dr. Rafael Arriaza Loureda



Fdo: Dr. Javier Cudeiro Mazaira

“Cuando creíamos tener todas las respuestas, de pronto, cambiaron todas las preguntas”.

Mario Benedetti.

A mi madre.

Gracias por dejarme volar libre y darme la tranquilidad de tu apoyo incondicional.

Gracias por ser mi inspiración y mayor fuente de crecimiento.

Gracias por creer en mí más que yo misma.

Gracias por duplicar mis ganas.

Gracias por tu paciencia.

Te quiero.

Everywhere I am looking now, I'm surrounded by your embrace.

Agradecimientos:

- Al Dr. Rafael Arriaza, por apostar por mí desde mis inicios, acompañarme cariñosamente en la superación de muy diversas etapas, hasta celebrar el final del reto. Gracias por brindarme la oportunidad de continuar mi camino elegido al lado de un profesional de tal calibre. Gracias por tu sentido común, eficiencia y calidad personal. Ha sido un honor.
- Al Dr. Javier Cudeiro, por la seriedad en la dirección realizada, aportando profesionalidad y rigor a este trabajo. Gracias por compartir conmigo tu impecable hacer y por tu paciencia.
- Al Dr. Pablo Arias, por confiar en mí y brindarme tu vital ayuda. Gracias por ser sobresaliente profesional, noble compañero y mejor persona. Eres todo un ejemplo de tenacidad y serenidad.
- Al Dr. Miguel Saavedra, por apoyarme incondicionalmente. Por contribuir a mi formación como doctoranda y como persona. Gracias por tu sencillez, cercanía y cariñosa amistad. Gracias por permitirme vivir más tranquila sabiendo que estás ahí. El mundo sería mejor si hubiese más personas como tú.
- Al Prof. Miguel Santiago, (y próximo doctor), por hacerme olvidar que eres mi profesor y hacerme sentir en familia. Gracias por estimular mis neuronas cada día para seguir aprendiendo con la misma ilusión que tú lo haces. Por cada uno de los momentos felices que me has dedicado, más de los que merezco. Nunca te olvidaré (y nuestra tesis tampoco).

- Al Prof. Bruce Patton y el Dr. Fares Haddad, por creer en nuestra tesis y colaborar en su crecimiento. Gracias por la dedicación, esfuerzo y formación brindada en mi estancia en Londres, así como en la actualidad.
- Al Dr. Jos Vanrenterghem, por el ejemplo de profesionalidad y calidad investigadora. Gracias por cada una de las enriquecedoras contribuciones de supervisores y compañeros del laboratorio de biomecánica de Liverpool John Moores University. Gracias al tan especial Dr. Raja, por no dejar de recordarme la importancia de finalizar la presente tesis.
- Al Dr. Carlos Lalín, por despertar mi interés por las lesiones deportivas, enseñarme a pensar y animarme a nadar contracorriente. Eres mi referencia profesional.
- A Pablo Amo, por ser mi amigo del alma y creer en mí. Por media vida de amistad verdadera y momentos inolvidables.
- A mis profesores de San Diego State University, Marcia Klaiber y Rob Moore, por alimentar mi pasión por las lesiones deportivas gracias a vuestra calidad profesional.
- Al Dr. Víctor Paredes, por la amable disposición y por el apoyo brindado. Mi más sincero agradecimiento.
- A mis compañeros de sudor y lágrimas, Dani y Cati, por vuestro papel vital en mantenerme en el barco.
- Al Dr. Juan Fernández, por el apoyo, amistad, confianza y cariño.
- Al Dr. Carlos Aragundi, por cuidarme, preocuparte y estar siempre dispuesto a ayudarme.

- Al Dr. Carlos Agrasar, porque la clase personal y profesional que desprendes invita a mi admiración.
- Al Dr. Iván Vizcaíno, por tu paciencia y escucha incondicional. Gracias por compartir tu saber conmigo. Te admiro.
- A mis colegas Nando y Pedro, por creer en mí y acompañarme en la selva en la que me he adentrado.
- A mis amigas Thais, Saru, Marta, Verito, Antía, cuñi, Ly, Patri, Cris, Lauri, Amara, Soni, Leti, Mery, Isabel, Evelyne, Danielle...por hacer mi vida mejor.
- A mi hermana Begoña, por enseñarme e inspirarme tanto. Gracias por tu amistad auténtica e incondicional. Por compartir nuestras ilusiones y sueños. Por tu comprensión y empatía. Por tu disciplina y buen hacer. Te admiro de la Luna a Venus y volver.
- A mi familia: a mi hermano, por ser mi mejor amigo siempre; a mis tíos Mari y Juan, por haberme sufrido en este proceso, por vuestra confianza, apoyo y arropo; a mi madrina, por ser un ejemplo para mí y por transmitirme su fuerza; a mis abuelos, por enseñarme el amor auténtico.
- A todos los que me dificultasteis. Gracias por haber contribuído a mi crecimiento. Os debo una.

I. Índice de contenidos

1.	Justificación y propósito del estudio.....	1
2.	Antecedentes y estado de la cuestión.....	13
2.1.	Lesión del ligamento cruzado anterior.....	15
2.1.1.	Epidemiología.....	15
2.1.2.	Anatomía y biomecánica del LCA.....	16
2.1.3.	Mecanismos de lesión y factores de riesgo.....	19
2.1.4.	Reconstrucción del LCA.....	21
2.1.5.	Principios de rehabilitación de la RLCA.....	25
2.2.	Herramientas de valuación funcional para determinar la reincorporación deportiva.....	34
2.2.1.	Evaluación subjetiva.....	35
2.2.2.	Evaluación clínica.....	39
2.2.2.1.	Amplitud de movimiento.....	39
2.2.2.2.	Perímetros.....	40
2.2.2.3.	Laxitud articular.....	41
2.2.2.4.	Propiocepción.....	43
2.2.2.5.	Equilibrio estático.....	44
2.2.2.6.	Test isocinéticos.....	45
2.2.3.	Test funcionales.....	48
2.2.3.1.	Equilibrio dinámico.....	50
2.2.3.2.	Test de salto.....	52
2.2.3.3.	Baterías funcionales.....	58
2.3.	Reincorporación deportiva tras la reconstrucción del LCA.....	62
2.4.	Efectos de la fatiga en el resultado funcional.....	69
3.	Objetivos e hipótesis.....	75
4.	Material y métodos.....	79
4.1.	Muestra.....	81
4.1.1.	Criterios de inclusión.....	83
4.1.2.	Criterios de exclusión.....	84

4.2. Material.....	89
4.3. Procedimiento.....	98
4.3.1. Aprobación del estudio por el comité de ética.....	98
4.3.2. Reclutamiento de la muestra.....	98
4.3.3. Consentimiento informado.....	98
4.3.4. Riesgos, daños y beneficios.....	99
4.3.5. Confidencialidad.....	100
4.3.6. Conflictos de interés.....	101
4.3.7. Proceso de evaluación.....	101
4.3.7.1. Batería de test.....	103
4.3.7.2. Batería de test pre-fatiga.....	115
4.3.7.3. Protocolo de fatiga.....	117
4.3.7.4. Batería de test post-fatiga.....	123
4.3.8. Variables del estudio.....	125
4.4. Procedimiento estadístico.....	130
5. Resultados.....	133
5.1. Resultados relativos al primer y segundo objetivo.....	136
5.1.1. Valores absolutos.....	136
5.1.2. Valores relativos.....	144
5.2. Resultados relativos al tercer objetivo.....	149
6. Discusión.....	159
6.1. Objetivo 1.....	161
6.2. Objetivo 2.....	180
6.3. Objetivos 3.....	185
7. Conclusiones.....	203
8. Perspectivas de investigación.....	209
9. Aplicaciones prácticas.....	215
10. Limitaciones y fortalezas del estudio.....	221
11. Publicaciones.....	227
12. Referencias bibliográficas.....	231
13. Anexos.....	271

II. Índice de tablas

Tabla 1. Actividades tipo de las diferentes fases del proceso de rehabilitación.....	32
Tabla 2. Descripción de la muestra.....	82
Tabla 3. Detalles del programa de rehabilitación.....	86
Tabla 4. Duración de los test de la batería pre-fatiga.....	115
Tabla 5. Duración del protocolo de fatiga.....	120
Tabla 6. Duración y número de repeticiones del test de fatiga.....	121
Tabla 7. Duración de los test de la batería post-fatiga.....	125
Tabla 8. Efectos significativos observados en cada test.....	148
Tabla 9. Resultados de LSI para cada test en pre-fatiga y post-fatiga.....	150

III. Índice de figuras

Figura 1. Artrómetro KT-1000, Medmetrics.....	90
Figura 2. Goniómetro Jamar Samons Preston.....	90
Figura 3. Tallímetro Seca.....	91
Figura 4. Báscula diagnóstica con sistema de medición por bioimpedancia.....	92
Figura 5. Focélula Chronojump Boscosystem.....	93
Figura 6. Chronopics Chronojump Boscosystem.....	93
Figura 7. Plataforma de contactos Din A2 Chronojump Boscosystem.	94
Figura 8. Escalera bariátrica TK.....	94
Figura 9. Escalera.....	95
Figura 10. Máquina de prensa de pierna con asiento deslizante.....	95
Figura 11. Encoder lineal.....	96
Figura 12. DSU muscle lab.....	96
Figura 13. Logo del software Chronojump.....	97
Figura 14. Logo del software Muscledlab.....	97
Figura 15. Representación gráfica del proceso de evaluación.....	102
Figura 16. Secuencia de la ejecución del test salto horizontal monopodal.....	105
Figura 17. Secuencia de la ejecución del test carrera de ida y vuelta con cambio de dirección.....	107
Figura 18. Secuencia de la ejecución del test de salto vertical monopodal con caída previa.....	108
Figura 19. Secuencia de la ejecución del test de escalera.....	110
Figura 20. Secuencia carrera.....	111
Figura 21. Ejecución del test SEBT (Star Excursion Balance Test).....	113

Figura 22. Distribución espacial de los test de la batería.....	114
Figura 23. Distribución espacial de los test de la batería.....	114
Figura 24. Desarrollo del protocolo pre-fatiga.....	116
Figura 25. Secuencia de la ejecución del test de prensa de pierna monopodal.....	118
Figura 26. Desarrollo del protocolo de fatiga.....	122
Figura 27. Desarrollo del proceso de evaluación funcional.....	124
Figura 28. Longitud de salto horizontal monopodal de ambos miembros antes y después del test de fatiga.....	137
Figura 29. Tiempo en carrera de ida y vuelta de ambos miembros antes y después del test de fatiga.....	138
Figura 30. Altura de salto vertical monopodal con caída previa de ambos miembros antes y después del test de fatiga.....	139
Figura 31. Tiempo en escalera de ambos miembros antes y después del test de fatiga.....	141
Figura 32. Distancia de alcance en las diferentes direcciones de la estrella de ambos miembros antes y después del test de fatiga.....	142
Figura 33. Potencia media máxima en prensa de pierna de ambos miembros.....	143
Figura 34. LSI en diferentes test funcionales antes y después del test de fatiga en los diferentes grupos.....	145
Figura 35. LSI en las diferentes direcciones de la estrella antes y después del test de fatiga.....	146
Figura 36. LSI en la prensa de pierna en los diferentes grupos.....	147
Figura 37. Porcentaje de pacientes y controles que alcanzan un $LSI \geq 85$, ≥ 90, ≥ 95 y $\geq 100\%$, en algunos de los test de la batería.....	152
Figura 38. Porcentaje de sujetos que alcanzan un $LSI \geq 85$, ≥ 90, ≥ 95, $\geq 100\%$ en algunas direcciones de la estrella.....	153

Figura 39. Porcentaje de sujetos que alcanzan un LSI ≥ 85, ≥ 90, ≥ 95, $\geq 100\%$ en algunas direcciones de la estrella.....	154
Figura 40. Porcentajes acumulados de pacientes y controles en función del número de pruebas superadas y en función de un LSI ≥ 85, ≥ 90, ≥ 95, $\geq 100\%$.....	157

IV. Abreviaturas

ABREVIATURA	DESCRIPCIÓN
AAOS	Academia Americana de Cirujanos Ortopedas
ADM	Amplitud de movimiento
CCA	Cadena cinética abierta
CCC	Cadena cinética cerrada
CIVCD	Carrera de ida y vuelta con cambio de dirección
CMJ	Counter-movement-jump
DJ	Drop-jump
DSU	Data Synchronization Unit
EEUU	Estados Unidos de América
HSS	Hospital of Special Surgery
IKDC	International Knee Document Comitee
IMC	Índice de masa corporal
ISEH	Institute of Sport Exercise and Health
KOOS	Knee Osteoarthritis Outcome Score
LCA	Ligamento cruzado anterior
LCAOD	Ligamento cruzado anterior operada dominante
LCAOND	Ligamento cruzado anterior operada no dominante
LEFS	Lower Extremity Funcional Scale
LSI	Limb Symmetry Index
N	Tamaño de la muestra
NHS	National Health Services
MA	Miembro aventajado
MD	Miembro desaventajado
PRP	Passive re-positioning
QASLS	Qualitive Scoring System
RLCA	Reconstrucción de ligamento cruzado anterior
RSI	Return to sport after injury
SEBT	Star Excursion Balence Test

SEBTA	Star Excursion Balance Test Anterior
SEBTAL	Star Excursion Balance Test Antero-lateral
SEBTAM	Star Excursion Balance Test Antero-medial
SEBTL	Star Excursion Balance Test Lateral
SEBTM	Star Excursion Balance Test Medial
SEBTP	Star Excursion Balance Test Posterior
SEBTPL	Star Excursion Balance Test Postero-lateral
SEBTPM	Star Excursion Balance Test Postero-medial
SHM	Salto horizontal monopodal
SJ	Squat-jump
SVMCP	Salto vertical monopodal con caída previa
TPG	Tendones pata de ganso
TR	Tendón rotuliano
TTDPM	Threshold to detection of passive motion
UCL	University College London
USA	United States of America
UCLH	University College London Hospital
UDC	Universidade da Coruña
UK	United Kingdom
YBT	Y Balance Test
cm	Centímetros
kg	Kilogramos
min	Minutos
sg	Segundos

V. Resumen

La reconstrucción del ligamento cruzado anterior (RLCA) persigue recuperar la estabilidad tras una lesión del ligamento para permitir el retorno a la actividad deportiva. Sin embargo, los pacientes a menudo presentan déficits funcionales incluso después de la rehabilitación, y la reincorporación deportiva se dificulta y conlleva riesgo de recaída. Se han investigado pocos test funcionales que reproduzcan las exigencias del deporte para considerar cuándo es seguro para los pacientes de RLCA reincorporarse al deporte. El propósito de este estudio fue analizar la asimetría del miembro inferior en pacientes operados del LCA para la práctica deportiva, utilizando test funcionales específicamente deportivos, y evaluar el efecto de la fatiga y de la dominancia lateral en la ejecución. Los sujetos (pacientes y controles) completaron una batería de test antes y después de realizar un protocolo de fatiga. Los resultados sugirieron que la recuperación funcional del miembro inferior en pacientes fue satisfactoria, mostrando un valor de asimetría funcional similar al del grupo control. Ni la fatiga ni la dominancia lateral afectaron a la asimetría funcional, independientemente del grupo muestral. Sin embargo, considerando el valor del Limb Symmetry Index (índice de simetría entre miembros) recomendado para la práctica deportiva, numerosos pacientes y controles no mostraron un nivel funcional aceptable, especialmente en los test de salto. Por lo tanto, se debería reconsiderar el uso del LSI como único índice para expresar la recuperación funcional tras la RLCA, así como el valor de LSI aceptado como óptimo, para determinar una reincorporación deportiva segura.

VI. Abstract

The anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR) aims to restore stability after a ligament injury to allow return to sporting activity. However, patients often show functional deficits even after the rehabilitation, and return to sport carries risk of reinjury. Few functional tests that mimic sport demands have been investigated in order to judge when it is safe for ACLR patients to return to sport. The purpose of this study is to analyze lower extremity asymmetry in patients after ACLR for sports practice, by applying sport-specific functional testing, and evaluate the effect of fatigue and limb dominance on performance. The subjects (patients and controls) completed the test battery before and after performing a fatigue protocol. The results suggested that functional recovery of the lower limb on ACLR patients was satisfactory, showing a functional asymmetry value similar to the control group. Neither fatigue nor lateral dominance affected functional asymmetry, in all groups. However, taking into consideration the Limb Symmetry Index (LSI) value recommended for sports participation, many patients and controls did not present an acceptable functional level, especially in hop tests. Thus, the use of LSI should be reconsidered as the only criteria to express the functional recovery after ACLR, together with the LSI value accepted as optimum, to determine a safe return to play.

VII. Conclusions

FIRST:

In all tests, except for the shuttle run, functional asymmetry has been observed favouring the advantaged leg. This asymmetry has been similar in the three groups studied. Moreover, the relative values (LSI) have not shown differences regarding functional asymmetry in any of the three groups in all tests.

SECOND:

Functional recovery of the lower limb on ACLR patients has been satisfactory and lateral dominance has had no effect on functional asymmetry; healthy limb can be used as a reference with regard to the operate limb in the functional evaluation after ACLR.

THIRD:

The fatigue has had no effect on functional asymmetry, neither on absolute or relative values, in any of the groups in all tests.

FOURTH:

Functional evaluation in ACLR patients is not necessary under fatigue conditions.

FIFTH:

Taking into consideration a LSI value of $\geq 95\%$ to determinate return to play, many patients do not present an acceptable functional level, being hop test the test with lowest number of patients with acceptable results, particularly the single-leg vertical drop jump test. However, this also happens in a similar way in the control group.

SIXTH:

The obtained results of LSI accepting the $\geq 95\%$ criteria, correspond to the return to play rates registered in patients.

SEVENTH:

Taking into consideration a LSI value of $\geq 95\%$ criteria, neither patients nor controls reach an acceptable functional level for safe sports practice. Thus the use of LSI should be reconsidered as the only criteria to express the functional recovery after ACLR, together with the LSI value accepted as optimum, to determine a safe return to play.

1. Justificación y propósito del estudio

El ligamento cruzado anterior (LCA) es un ligamento ampliamente estudiado (Lee, Kuroda, Zhao, & Chan, 2012), resultando en los últimos años en más de 26.000 artículos científicos registrados en Medline, abordando diversos aspectos como incidencia de lesión, técnicas quirúrgicas de reconstrucción, prevención, rehabilitación, criterios de reincorporación deportiva, etc. La lesión del LCA es una de las patologías de la rodilla más comunes en el deporte (Dai, Herman, Liu, Garrett, & Yu, 2012), alcanzando cifras de hasta 200.000 lesiones al año en EEUU (Brophy, Wright, & Matava, 2009), con una incidencia de 2 a 8 veces superior en mujeres que en hombres en lesiones sin contacto (Arendt & Dick, 1995).

La lesión del LCA es una lesión devastadora que compromete el funcionamiento normal de la rodilla, causando deterioro funcional, alteraciones meniscales e inicio precoz de la degeneración articular (Daniel, 1994). Además, implica otras consecuencias negativas importantes como poner en riesgo los ingresos económicos de deportistas profesionales, hacer perder temporadas deportivas completas o incluso la retirada deportiva (Freedman, Glasgow, Glasgow, & Bernstein, 1998). Por ello, los esfuerzos de investigación se centran en optimizar el resultado de la reconstrucción del LCA (RLCA) y en favorecer una reincorporación deportiva segura tras la lesión (Myer et al., 2011).

Como un intento de recuperación de los déficits asociados a la lesión, la RLCA es la práctica estándar para aquellos sujetos físicamente activos que quieran recuperar el mismo nivel de actividad física previo a la lesión (Fitzgerald, Axe, & Snyder-Mackler, 2000; Spindler, 2008), es decir, aquellos sujetos que persigan la reincorporación deportiva (Gobbi & Francisco, 2006; Hartigan, Axe, & Snyder-Mackler, 2010). El LCA roto se substituye por un injerto tendinoso obtenido habitualmente del tendón rotuliano (TR) o de los tendones de la pata de ganso (TPG)

del propio paciente, aunque existen otras opciones menos frecuentes. Se trata de que la nueva plastia reproduzca las funciones del ligamento original en cuanto a estabilización de la rodilla y amplitud de movimiento, sin embargo no se ha conseguido reproducir la función por completo (Woo, Wu, Dede, Vercillo, & Noorani, 2006).

Emplear tejido del propio paciente puede crear una limitación funcional añadida, y está bien documentado que una vez completada la rehabilitación los pacientes con RLCA previa presentan déficits de fuerza, potencia y resistencia muscular en las extremidades afectadas, aumentando el riesgo de padecer una nueva lesión (Kannus & Järvinen, 1987). Por otro lado, la cuestión de cómo valorar la función en sus distintas manifestaciones, de una manera asequible y objetiva, sigue siendo objeto de debate (Arderm & Webster, 2009).

El concepto de función es un concepto global que incluye la extremidad entera o incluso la totalidad del cuerpo. Los test funcionales son herramientas que pretenden integrar las múltiples dimensiones de la función mediante la agrupación de movimientos físicos y evaluar así la función global del sujeto (Reiman & Manske, 2011). Son herramientas objetivas que deben evaluar las cualidades motrices globales del deportista y reflejar las demandas deportivas. De forma ideal deben ofrecer información acerca del éxito del proceso de rehabilitación después de una lesión y de la disposición del deportista para la reincorporación deportiva (Gambeta, 2007). La evaluación funcional se centra en los componentes propios del rendimiento físico como la fuerza muscular, potencia, resistencia, flexibilidad, equilibrio, propiocepción y agilidad (Manske & Reiman, 2013).

En la valoración de la recuperación funcional de los pacientes con RLCA después de la rehabilitación, tradicionalmente se han empleado herramientas alejadas de la realidad deportiva

como escalas de evaluación subjetiva o test clínicos con artrómetros, dinamómetros isocinéticos o goniómetros, utilizados en situaciones estáticas (Andriacchi & Birac, 1993). Los métodos de evaluación subjetiva, que recaen en la percepción del paciente para evaluar la función de la rodilla, son poco sensibles e inapropiados para ser criterios de análisis (Hefti, Müller, Jakob, & Stäubli, 1993). Por otro lado, la evaluación funcional de una rodilla después de una RLCA no puede realizarse exclusivamente mediante test clínicos (Andriacchi & Birac, 1993).

La valoración de la laxitud articular de la rodilla, criterio ampliamente utilizado como primordial, es insuficiente por sí solo para determinar el estado funcional después de la RLCA (Eastlack, Axe, & Snyder-Mackler, 1999). Además, se ha observado que los resultados obtenidos en las evaluaciones clínicas en relación con la laxitud no predicen con fiabilidad la estabilidad funcional (Barber, Noyes, Mangine, McCloskey, & Hartman, 1990; Seto, Orofino, Morrissey, Medeiros, & Mason, 1988). En cuanto a la utilización de ejercicios isocinéticos, es cierto que han facilitado un mejor conocimiento de los déficits de fuerza en las extremidades. Sin embargo, dicha valoración se corresponde con un movimiento alejado de los que se realizan en la actividad deportiva. Además, no evalúan otros aspectos importantes como la coordinación, el equilibrio o la propiocepción (Greenberger & Paterno, 1995; Lephart et al., 1992; Noyes, Barber, & Mangine, 1991; Tegner, Lysholm, Lysholm, & Gillquist, 1986). Estudios que evaluaron pacientes operados del LCA registraron que, aunque la función muscular aislada del miembro lesionado se recupere óptimamente respecto al sano (el valor del miembro operado supera el 90% respecto al del miembro sano), los resultados de la evaluación de su función durante la práctica deportiva pueden ser pobres (Ageberg, Thomeé, Neeter, Silbernagel, & Roos, 2008; Neuman et al., 2009; Øiestad, Holm, Gunderson, Myklebust, & Risberg, 2010). El utilizar test

que no se corresponden con la exigencia de la realidad deportiva a la que se incorpora el sujeto puede llevarnos a conclusiones erróneas (Lentz et al., 2012; Thomeé et al., 2011).

Los tests utilizados habitualmente para valorar el momento de reincorporación deportiva son poco exigentes y sensibles. Es decir, no se ajustan a las exigencias deportivas que el sujeto requerirá en la práctica y no son suficientemente sensibles para identificar diferencias entre miembro lesionado y no lesionado (Lentz et al., 2012; Thomeé et al., 2011). Así, para la determinación de la reincorporación deportiva después de la RLCA, es necesario incluir pruebas funcionales más específicas, cercanas a la actividad deportiva, asequibles y objetivas (Barber et al., 1990; Greenberger & Paterno, 1995; Lephart et al., 1992; Noyes et al., 1991; Tegner et al., 1986), para dar más luz en cuanto a la toma de decisión de cuál es el momento óptimo para que el sujeto se reincorpore a la práctica deportiva.

Dado que cada test refleja aspectos funcionales específicos, será necesario incluir varios test para tener más información a la hora de valorar a los pacientes operados del LCA (Neeb, Aufdemkampe, Wagener, & Mastenbroek, 1997). Para detectar diferencias entre ambas extremidades, la utilización de una batería de test es más apropiada en comparación con la utilización de un único test (Gustavsson et al., 2006). De cara a la práctica deportiva después de una RLCA, una verdadera evaluación de la función de la rodilla requiere la incorporación de acciones como correr, saltar y girar (Risberg & Ekeland, 1994).

Con intención de simular las condiciones normales de actividad deportiva, es importante tener en cuenta la fatiga a la hora de realizar una valoración funcional de la rodilla (Besier, Lloyd, & Ackland, 2003). Se ha demostrado que la fatiga es un factor que predispone a lesión, y en concreto a lesión del LCA, al alterar las estrategias de control motor (Chappell et al., 2005;

Jacobs, Uhl, Mattacola, Shapiro, & Rayens, 2007; Sanna & Connor, 2008; Santamaria & Webster, 2010; Smith, Sizer, & James, 2009; Tsai, Sigward, Pollard, Fletcher, & Powers, 2009). Además, algunos estudios han demostrado que los resultados funcionales del miembro operado antes y después de realizar un protocolo de fatiga varían significativamente, empeorando en situación de fatiga (Augustsson et al., 2006; Augustsson, Thomeé, & Karlsson, 2004; Chappell et al., 2005). En definitiva, en las evaluaciones funcionales los test se han de realizar en situaciones de fatiga para reproducir una situación cercana a las demandas que supone la práctica deportiva real (Augustsson et al., 2004).

Frente a estudios previos que han utilizado protocolos de fatiga menos funcionales y más controlados (Augustsson et al., 2006), una tendencia más actual es emplear protocolos de fatiga que incluyan acciones más características del deporte (Santamaria & Webster, 2010). Continuando con esa tendencia, nuestro protocolo pretende inducir un patrón de fatiga funcional en el que deben implicarse varios grupos musculares, para provocar una fatiga más cercana a la que se manifiesta en realidad de la actividad deportiva. Por un lado, los protocolos más controlados se alejan mucho del gesto deportivo real que queremos analizar, sin embargo los protocolos de fatiga funcionales carecen de la posibilidad de medir el estado de fatiga en una situación controlada. Con intención de superar ambos inconvenientes, el diseño de nuestro protocolo de fatiga pretende inducir un patrón de fatiga funcional, mediante una acción habitual en el deporte, en una situación controlada, disponiendo de información objetiva de los niveles de fatiga durante el test.

Los test evalúan los dos miembros por separado, y habitualmente se utiliza el llamado Limb Symmetry Index (LSI) o índice de simetría entre miembros, para expresar la ejecución del

miembro operado como un porcentaje de la ejecución del miembro no operado. La utilización del LSI minimiza la posibilidad de que la confusión potencial relativa a la variabilidad biológica entre individuos, afecte a los resultados (Barber et al., 1990; Petschnig, Baron, & Albrecht, 1998).

La utilización del miembro sano como referencia respecto al operado, no tiene en cuenta la dominancia lateral, ya que se ha sugerido que la dominancia lateral no afecta a la asimetría del miembro inferior (Barber et al., 1990; Herrington, Hatcher, Hatcher, & McNicholas, 2009), sin embargo no está claro que esto sea así (Clark, 2001). Por ello, en este estudio se analizó el efecto de la dominancia lateral en la asimetría funcional del miembro inferior, y para ello se subdividió el grupo de pacientes operados del LCA en función de la dominancia del miembro operado.

El determinar qué nivel de función del miembro operado es satisfactorio para la reincorporación deportiva es un reto (Thomeé et al., 2012). Tomando como referencia los valores registrados en sujetos sanos, se sugiere que el ratio normal de LSI sea mayor o igual a 85% (Barber et al., 1990) o 90% (Juris et al., 1997; Risberg, Holm, & Ekeland, 2002). Sin embargo, más recientemente se recomienda utilizar un LSI más exigente, superior a 95% o 100%, para contribuir así a una reincorporación deportiva segura tras las RLCA (Thomeé et al., 2012). El hecho de dar luz verde al sujeto de cara a la práctica deportiva sin haber recuperado óptimamente la función, aumenta significativamente el riesgo de recaída. Menos de la mitad de los sujetos después de una RLCA son capaces de reincorporarse a niveles exigentes de actividad deportiva durante el primer año después de la operación (Ardern, Webster, Taylor, & Feller, 2011a). Entre aquellos que sí se reincorporan, un 25% padecerán una segunda lesión del mismo LCA (Leys,

Salmon, Waller, Linklater, & Pinczewski, 2012), siendo los resultados de la segunda operación significativamente peores que los de la primera (Spindler et al., 2011).

Concluyendo, los pacientes con RLCA habitualmente presentan déficits en la función de su rodilla operada incluso después de completar con normalidad la rehabilitación y volver a practicar deporte. Además, las herramientas utilizadas en estudios previos para evaluar objetivamente la función y determinar la reincorporación deportiva no se corresponden con las exigencias del deporte, al no reproducir capacidades específicamente deportivas ni incluir el efecto de la fatiga. En definitiva, no son del todo apropiadas para determinar el momento de la reincorporación deportiva tras la rehabilitación de una RLCA. Así, las posibilidades de reincorporación deportiva de los pacientes se ven limitadas y se expone al miembro a una nueva lesión.

Con intención de mejorar esta situación en el ámbito de la rehabilitación y prevención de lesión del LCA, se llevó a cabo el presente estudio en la Universidade da Coruña (UDC), en colaboración con el University College London (UCL), el University College London Hospital (UCLH) y el Institute of Sport Exercise and Health (ISEH). Diseñamos una batería que agrupa test funcionales previamente validados, respetando las recomendaciones sobre criterios de recuperación físico-deportiva a tener en cuenta para decidir el momento de la reincorporación deportiva (Barber-Westin & Noyes, 2011; Herrington, Myer, & Horsley, 2013). La propuesta se basó en la utilización de herramientas propias del deporte para la evaluación de la función del miembro inferior y mide de forma indirecta potencia, fuerza, agilidad, velocidad y equilibrio dinámico. La batería mide la asimetría del miembro inferior en las siguientes tareas funcionales: salto horizontal monopodal (SHM), carrera de ida y vuelta con cambio de dirección (CIVCD),

escalera, salto vertical monopodal con caída previa (SVMCP), carrera y estrella (SEBT). Para evaluar el efecto de la fatiga, se realizó la batería de test antes y después de un protocolo de fatiga consistente en simulaciones de saltos monopodales repetidos en una máquina de prensa de pierna. Para tener en cuenta la dominancia lateral se subdividió el grupo de pacientes operados del LCA en función de la dominancia de su miembro operado.

El propósito del presente estudio fue evaluar los posibles déficits/asimetrías del miembro inferior en pacientes rehabilitados después de una RLCA. Para ello, se empleó una batería de test funcionales próximos a la exigencia deportiva, que tome en cuenta la influencia de la fatiga, y se comprobó si el nivel de recuperación funcional se corresponde con las recomendaciones para la práctica deportiva. Además, se analizó el efecto de la dominancia lateral en la asimetría funcional del miembro inferior en pacientes.

1. Justificación y propósito del estudio

2. Antecedentes y estado de la cuestión

2.1. Lesión del ligamento cruzado anterior.

2.1.1. Epidemiología.

La rodilla es la articulación que más incidencia de lesión presenta (Hootman, Dick, & Agel, 2007; Nicholl, Coleman, & Williamst, 1995). Las lesiones de rodilla, tanto en hombres como en mujeres, suponen la causa más común de sufrir una incapacidad permanente después de una lesión deportiva (Kujala et al., 1995). Entre las lesiones de rodilla, cerca de la mitad se corresponden con lesiones ligamentosas, siendo la lesión del LCA la más frecuente, registrando una incidencia de un 46% de entre todas las lesiones de rodilla en el deporte. La incidencia de estas lesiones varía, lógicamente, en función de las características de la población que se estudie, aunque parece haber aumentado significativamente a lo largo de los últimos años (Hootman et al., 2007). Así, se registraron cifras que van desde los 3 casos por 10.000 personas y año en la década de los '90 (Bollen, 1998), o los 4 casos por cada 1.000 habitantes descritos en España en la década '00 (Junta Directiva de la Asociación Española de Artroscopia, 2001).

La lesión del LCA presenta mayor incidencia en la población femenina (Mountcastle, Posner, Kragh, & Taylor, 2007), especialmente en aquellas situaciones que ocurren en ausencia de contacto. En las chicas los deportes con mayor riesgo de lesión del LCA son la gimnasia, el baloncesto y el fútbol (Hootman et al., 2007). En general, los deportes con gran riesgo de lesión del LCA son el fútbol (Ireland, 1999), rugby (Nicholl et al., 1995), baloncesto, balonmano (Renstrom et al., 2008) y esquí (Granán, Bahr, Steindal, Furnes, & Engebretsen, 2008).

En España un 60% de los cirujanos realizan entre 10 y 50 reconstrucciones al año, y solo un 5% supera las 100 intervenciones al año (Pelfort et al., 2010). Un estudio llevado a cabo en 10

centros punteros de 7 países europeos reveló que un cirujano realiza una media de 150-200 reconstrucciones del LCA al año (Lee et al., 2012). En EEUU las reconstrucciones del LCA se encuentran entre las intervenciones más practicadas al año, con especial incidencia en chicas con edades comprendidas entre los 14 y 17 años. En EEUU registraron una incidencia de 30 reconstrucciones por 100.000 habitantes por año (Csintalan, Inacio, & Funahashi, 2008). El coste anual de este tipo de intervenciones se estima superior a 2 billones de dólares (Gottlob, Baker, Pellissier, & Colvin, 1999). La incidencia anual de cirugías superó las cifras de EEUU en países como Noruega (Granán et al., 2008), Dinamarca (Lind, Menhert, & Pedersen, 2009) y Nueva Zelanda (Gianotti, Marshall, Hume, & Bunt, 2009), registrando hasta 38 reconstrucciones por 100.000 habitantes por año en el caso de Dinamarca.

2.1.2. Anatomía y biomecánica del LCA.

La articulación de la rodilla es un sistema complejo, diseñado evolutivamente para aceptar, transferir y disipar las elevadas cargas entre fémur, tibia, peroné y rótula, que se producen millones de veces al año. No es sorprendente que este sistema padezca lesiones frecuentemente (Pedowitz, O'Connor, & Akeson, 2010). Entre las estructuras de la rodilla, el LCA es un ligamento muy estudiado, así como la lesión del mismo. La complejidad de la función de la rodilla va más allá de la flexión, extensión y rotación entre la tibia y el fémur, ya que que los movimientos entre las superficies articulares son complejos y guiados por los ligamentos cruzados y por otros ligamentos primarios de la rodilla (Beynon, Johnson, Abate, Fleming, & Nichols, 2005a).

Los ligamentos cruzados, anterior y posterior, son ligamentos intracapsulares y extrasinoviales. Su nombre se debe a la disposición que adoptan, ya que desde una vista lateral y anterior se cruzan (Palmer, 1938). El LCA es una estructura de colágeno de una longitud aproximada de 38 milímetros y una anchura de 10 milímetros. Tiene una ancha base como origen en el área intercondílea anterior de la tibia y se inserta en la zona posteromedial del cóndilo lateral del fémur. Se divide en dos haces principales, uno anteromedial rígido en flexión y otro posterolateral rígido en extensión (Li, DeFrate, Sun, & Gill, 2004). Sin embargo, funciona como un continuo de fibras que se insertan individualmente y se tensan de forma diferente en función del ángulo del rango de movimiento (Hernández, Micheo, & Amy, 2006). La inserción tibial del LCA se funde con el cuerno anterior del menisco lateral (Pedowitz et al., 2010). Las propiedades estructurales del LCA son dependientes de su geometría y de la respuesta mecánica del conjunto formado por el ligamento y su inserción (Woo, Hollis, Adams, Lyon, & Takai, 1991). Un aspecto importante de la anatomía de los ligamentos cruzados es el cambio de tejido ligamentoso elástico a hueso rígido, mediado por una zona de transición de fibrocartílago y de cartílago mineralizado. Esta disposición previene la concentración de presión en la zona de inserción al permitir un cambio gradual en la rigidez (Arnoczky, 1983).

El principal aporte sanguíneo al LCA proviene de la arteria genicular media, que nace de la arteria poplítea (Hernández, Micheo, Amy, 2006). El suministro nervioso se origina en el nervio tibial, a través del nervio articular posterior, que suministra al LCA de mecanorreceptores. Estos mecanorreceptores son similares a los órganos tendinosos de Golgi (Schultz, Miller, Kerr, & Micheli, 1984). Se supone que responden como propioceptores y que indican deformaciones potencialmente peligrosas de los ligamentos y de la articulación (Pedowitz et al., 2010), lo que representa el papel protector del LCA en el mantenimiento de la estabilidad articular mediante el

reflejo de activación muscular (Lephart, Pincivero, Giraldo, & Fu, 1997). Entre los mecanorreceptores encontramos las terminaciones de Ruffini, que producen una respuesta y una adaptación lenta a los cambios ligeros en la tensión del ligamento; un segundo tipo de mecanorreceptor de Ruffini, también de adaptación lenta, y un corpúsculo de Paccini, que es un mecanorreceptor de adaptación rápida. También se han identificado terminaciones nerviosas libres para la transmisión del dolor, aunque más escasas que los mecanorreceptores (Schutte, Dabezies, Zimmy, & Happel, 1987).

El LCA contribuye significativamente a la estabilización estática y dinámica de la rodilla (Micheo, Hernández, & Seda, 2010). Actúa como primer estabilizador estático de la rodilla, resistiendo la traslación anterior de la tibia en flexión, pero también proporciona control rotatorio como función secundaria, al limitar la rotación interna y externa de la tibia. Además, funciona en la restricción de fuerzas de valgo y varo en todos los grados de flexión (Smith, Livesay, & Woo, 1993). Proporciona estabilidad articular dinámica en acciones como la marcha o la carrera, al limitar la laxitud general que presenta la rodilla en tales situaciones (Pedowitz et al., 2010). La función del LCA varía con la posición de la rodilla y con la carga que recibe, factores que pueden repercutir en los protocolos de rehabilitación y en las técnicas de reconstrucción (Li et al., 2004).

Las lesiones del LCA se consideran lesiones serias debido al tiempo de baja, dolor, incapacidad y costes (Gianotti et al., 2009; Hootman et al., 2007). Raramente ocurren de forma aislada, y se asocian a la distensión de otros ligamentos, roturas de meniscos, lesiones de cartilago articular y/o hematomas óseos, lesiones que complican el tratamiento y los resultados (Beynnon et al., 2005a). Las lesiones óseas se dan normalmente por el impacto violento entre el

cartílago articular de la tibia y el cartílago articular del fémur (Patel, Hageman, Quatman, Wordeman, & Hewett, 2014). Las lesiones de los meniscos son muy frecuentes y aumentan la incidencia de padecer osteoartritis (Jomha, Borton, Clingeleffer, & Pinczewski, 1999).

2.1.3. Mecanismos de lesión y factores de riesgo.

Para optimizar las estrategias de prevención y reducir la incidencia de lesión es fundamental comprender los mecanismos de lesión y los factores de riesgo (Boden, Sheehan, Torg, & Hewett, 2010). Las rupturas del LCA se producen por una combinación de fuerzas, primariamente por una fuerza axial impulsiva externa, como resultado de una deceleración rápida del miembro inferior, un cambio de dirección o un aterrizaje. En los aterrizajes en los que se produce una lesión del LCA, la posición del cuerpo se caracteriza por una flexión plantar del tobillo reducida, ligera hiperextensión de rodilla, extensión del tronco, reducida flexión de cadera y rodilla, y valgo de rodilla excesivo (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000; Ford, Myer, & Hewett, 2003). Esta disposición corporal predispone a lesión al LCA al reducir la capacidad de amortiguación del miembro y al situar al compartimento lateral de la tibia próximo a una posición de subluxación. El valgo de rodilla, especialmente en chicas, reduce el umbral de fuerza de compresión necesario para lesionar el LCA (Boden et al., 2010). Cerca de tres cuartas partes de las lesiones del LCA se producen en ausencia de contacto, especialmente en mujeres (Boden et al., 2000).

Las acciones musculares derivan en fuerzas y momentos sobre las articulaciones. En la rodilla, las contracciones de los músculos periarticulares afectan a la biomecánica del LCA. Está bien documentado que la contracción del cuádriceps incrementa la tensión en el LCA, al

contrario que la contracción del isquiosural. Cuando la línea de acción del tendón rotuliano se direcciona anteriormente, la contracción del cuádriceps provocará una fuerza en dirección anterior en la parte proximal de la tibia que conlleva el desplazamiento anterior de la misma respecto al fémur. Esta acción se corresponde con el mecanismo de lesión principal del LCA en lesiones en ausencia de contacto (DeMorat, 2004). Los aspectos que más contribuyen al aumento de las fuerzas de traslación anterior son: las elevadas fuerzas de reacción que se producen sobre la extremidad inferior durante el contacto del pie con el suelo y un ángulo reducido de flexión de la rodilla en ese mismo instante (Dai, Mao, Garrett, & Yu, 2014). Los gemelos también podrían desplazar la tibia anteriormente, incrementando la tensión del LCA. La contracción isquiosural produce una fuerza sobre la tibia en dirección posterior, reforzando la función del LCA o de la plastia que lo sustituya (O'Connor, 1993).

En cuanto a factores de riesgo, las lesiones del LCA se deben a la influencia de múltiples factores, clasificados principalmente en ambientales, hormonales y biomecánicos. Estos factores pueden ser modificables o no modificables. Dentro de los modificables se incluyen factores como la fuerza del tronco, propiocepción, fuerza relativa de isquiosurales respecto a los cuádriceps, forma física, calzado, superficie de juego, condiciones ambientales y motivación. Los factores no modificables incluyen la alineación anatómica, hiperextensión de rodilla, influencias hormonales, laxitud fisiológica de rotación y tamaño del propio ligamento (Ireland, 2002). También afecta a la función de la rodilla la estabilidad dinámica y la función neuromuscular, especialmente en mujeres (Griffin et al., 2000).

El riesgo de lesión del LCA es mayor en mujeres que en hombres, multiplicando hasta por 6 el riesgo de lesión en el mismo deporte (Myer, Ford, Paterno, Nick, & Hewett, 2008). Esto se

debe a aspectos como la fase del ciclo menstrual, el tamaño reducido de la hendidura intercondílea o el torque en valgo incrementado durante el aterrizaje. En cuanto a los desequilibrios neuromusculares potenciales, las mujeres en comparación con los hombres, presentan un patrón neuromuscular predominante de cuádriceps respecto al isquiosural. Además, el ratio de fuerza del isquiosural respecto al cuádriceps tiende a ser mayor en hombres que en mujeres, aumentando así el riesgo de lesión del LCA en mujeres (Renstrom et al., 2008).

2.1.4. Reconstrucción del LCA.

La reconstrucción del LCA (RLCA), como un intento de recuperación de los déficits asociados a la lesión, es la práctica estándar para aquellos sujetos físicamente activos que quieran recuperar el mismo nivel de actividad física previo a la lesión (Fitzgerald et al., 2000; Spindler, 2008). El ligamento lesionado no se regenera y desemboca en una incapacidad moderada o severa en la vida diaria y especialmente en la práctica deportiva (Woo et al., 2006). A la operación le siguen meses de rehabilitación y un largo periodo de incapacidad en el trabajo y en la actividad física (Bollen, 1998). La RLCA supone una ganancia en la mejora de la estabilidad de la rodilla, como así lo han mostrado diferentes test funcionales que compararon los resultados obtenidos antes y después de la operación (Keays, Bullock-Saxton, Keays, & Newcombe, 2001). La frecuencia de intervenciones quirúrgicas de este tipo se ha incrementado (Lyman et al., 2009), especialmente en mujeres, desde 10,36 intervenciones por cada 100.000 personas al año en 1994, hasta 18,06 intervenciones por cada 100.000 personas al año en 2006 (Mall et al., 2014).

El LCA es un ligamento bien estudiado, lo que ha repercutido en una evolución progresiva de la técnica de reconstrucción, documentada en la bibliografía, paralelamente al avance en el

conocimiento sobre anatomía, cinemática, cirugía (Lee et al., 2012) y biomecánica (Woo et al., 2006). Los avances tecnológicos permitieron el perfeccionamiento de las técnicas de reconstrucción, por lo que en la actualidad se daña menos la zona intervenida, la recuperación es más rápida y se obtienen resultados excelentes. En las últimas dos décadas se ha evolucionado desde grandes incisiones hasta una técnica artroscópica mínimamente invasiva. Además, la técnica quirúrgica y las plastias utilizadas son aspectos en constante modificación (McCulloch, Lattermann, Boland, & Bach, 2007).

La primera decisión de peso ante una lesión del LCA es elegir entre la opción quirúrgica o el tratamiento conservador, sin predominancia estable hacia una u otra opción (Linko, Harilainen, Malmivaara, & Seitsalo, 2005). Criterios como dolor, episodios de inestabilidad, lesiones en estructuras secundarias y nivel pre-lesional de actividad, se tendrán en cuenta a la hora de decidir entre el tratamiento conservador o la cirugía. Frecuentemente se recomienda la opción de cirugía en pacientes jóvenes, deportistas de élite y sujetos que tengan un estilo de vida activo (Spindler, 2008). En aquellos pacientes que eviten la exposición a actividades de alto riesgo, superen los 40 años de edad, se adapten a la insuficiencia del ligamento, presenten artrosis avanzada en la rodilla o no puedan afrontar el proceso de rehabilitación postquirúrgico, no se optará por la alternativa de cirugía (Veltri, 1997). Cuando la rotura del ligamento es parcial, se valorará la posibilidad de intervenir quirúrgicamente si se entiende que la actividad futura agravará la lesión y conllevará el daño en otras estructuras, o la alternativa de no operar en el caso de que el ligamento permita el desarrollo normal de las actividades (Beynon et al., 2005a).

En cuanto a la técnica de reconstrucción tampoco hay una estrategia definitiva. Para obtener mejores resultados, la secuencia lógica de factores a tener en cuenta en la RLCA se basa en:

2. Antecedentes y estado de la cuestión

elección de la plastia, realización del túnel, tensión de la plastia, fijación de la plastia, movimiento dentro del túnel y cicatrización de la plastia. Se manifiesta la tendencia de los especialistas por conservar los meniscos en las reconstrucciones del LCA, intentando repararlos siempre que sea posible en lugar de extraerlos (Lee et al., 2012), reduciendo así la incidencia de artrosis (Micheo et al., 2010). En cuanto a la elección de las plastias, a lo largo de los años han sido utilizados diferentes tipos de injertos, con plastias artificiales, plastias procedentes del propio sujeto o de cadáver. Las plastias más comúnmente utilizadas en la RLCA proceden del tendón rotuliano (TR) o de los tendones de la pata de ganso (TPG) (Woo et al., 2006).

La elección de la plastia apropiada para la RLCA depende de numerosos factores, como la filosofía y experiencia del cirujano, disponibilidad del tejido y nivel de actividad del paciente (Milankov, Stankovic, & Miljkovic, 2002). En un estudio de revisión, concluyeron que el hecho de poder confirmar cuál es la plastia ideal para la RLCA continúa siendo un mito (Dheerendra et al., 2012). Diversos estudios se han centrado en analizar los diferentes tipos de plastias utilizadas en la RLCA con la intención de saber qué plastia es mejor para recuperar la funcionalidad de la rodilla, presentándose una controversia alrededor de la utilización de un tipo de plastia u otra. No está claro si la elección de la plastia influencia la recuperación de la función (Thomeé et al., 2011).

Los cirujanos con mayor experiencia de los diferentes continentes utilizan diversas técnicas. En los centros europeos prevalece el uso de plastias procedentes del propio paciente así como el uso de TPG, a diferencia de la tendencia americana que se decanta más por aloinjertos y por el uso de plastias procedentes del TR (Lee et al., 2012). En España el 62% de los cirujanos eligieron la plastia de TPG para la RLCA (Pelfort et al., 2010). En los países escandinavos, la

utilización de la plastia de TPG oscila aproximadamente entre un 60-80% frente a un 40-20% de la utilización del TR (Granán, 2009). Sin embargo, los cirujanos americanos prefieren el uso de plastias del TR frente a plastias de TPG (Duquin, Wind, Fineberg, Smolinski, & Buyea, 2009). Los valores de fracaso y rigidez del LCA son similares con plastias del TR y TPG (Wilson, Zafuta, & Zobitz, 1999). Desde un punto de vista estrictamente económico la reconstrucción de LCA con plastia de TR supone un gasto inferior que con TPG (Forssblad, Valentin, Engström, & Werner, 2006).

El injerto hueso-tendón rotuliano-hueso de la técnica con TR proporciona una fuerte fijación al fémur y a la tibia, y durante años fue ampliamente aceptado como la mejor opción quirúrgica (Yunes, Richmond, Engels, & Pinczewski, 2001). Por otro lado, la utilización de TPG se ha convertido en una opción quirúrgica común por diferentes motivos, ya que igualando los resultados del TR en cuanto a estabilidad, evita el dolor anterior de la rodilla, la debilidad del cuádriceps y los problemas de extensión, mejorando el pronóstico (Brown, Steiner, & Carson, 1993; Makihara, Nishino, Fukubayashi, & Kanamori, 2006). El uso del TR ha sido asociado con sintomatología en la zona donante por dolor anterior de rodilla, complicaciones como artrofibrosis postquirúrgica, fractura de rótula y raramente rotura del TR. Además, se le asocia la alteración de la sensibilidad anterior por la lesión del nervio infrapatelar al seccionar el injerto, lo que se correlaciona con malestar en la zona afectada y con la limitación de adquirir posiciones en cuclillas. De hecho, el TR presenta anormalidades en su tercio central dos años después de la operación, obteniéndose mejores resultados con las plastias de TPG por provocar menos morbilidad en la zona donante y menos problemas de dolor anterior de rodilla. Además, a los dos años el tendón donante se regenera óptimamente (O'Connor, Laughlin, & Woods, 2005).

Algunos estudios indicaron que los pacientes intervenidos con TR presentan mayores déficits en la fuerza muscular extensora y un menor déficit en la fuerza muscular flexora en comparación con las plastias procedentes de TPG (Aune, Holm, Risberg, Jensen, & Steen, 2001; Feller & Webster, 2003; Jansson, Linko, Sandelin, & Harilainen, 2003; Xergia, McClelland, Kvist, Vasiliadis, & Georgoulis, 2011). Un estudio de revisión mostró que los pacientes operados con TR presentaban déficits en los valores de fuerza extensora de rodilla, y los pacientes intervenidos con TPG presentaban déficits en los valores de fuerza en flexión de rodilla (Xergia et al., 2011). Otros autores afirman que la plastia de TPG, sin interferir con el mecanismo extensor de la rodilla, y a pesar de que requiere de la sección de dos de los tres estabilizadores musculares de la rodilla, supone un déficit de fuerza mínimo (Simonian et al., 1997). Sin embargo, se han observado diferencias en los niveles de fuerza entre el miembro intervenido respecto al sano después de una RLCA mediante una plastia de TPG. El hecho de utilizar un injerto de TPG puede afectar negativamente a la musculatura isquiosural (Tadokoro, 2004). Además, los isquiosurales trabajan ayudando al LCA resistiendo la traslación anterior de la tibia, por lo que la protección del ligamento podría verse comprometida si se desarrolla una debilidad de isquiosurales como resultado de utilizar un injerto de dicho músculo.

2.1.5. Principios de rehabilitación de la RLCA.

La cirugía del LCA no podrá ofrecer resultados satisfactorios en ausencia de un programa intensivo de rehabilitación, antes y después de la intervención quirúrgica (MacDonald, Hedden, Pacin, & Huebert, 1995). El proceso de rehabilitación comienza inmediatamente después de la lesión del LCA, con énfasis en reducir la inflamación, mejorar el movimiento, recuperar el control del cuádriceps, permitir ejercicios con peso y recuperar la completa flexión y extensión

pasiva. El objetivo es preparar al paciente física y mentalmente para la cirugía. Los objetivos principales de la rehabilitación después de la RLCA son minimizar el riesgo de dañar estructuras secundarias de la rodilla, restablecer el rango de movimiento por completo, recuperar la fuerza del miembro inferior y del tronco, mejorar el control neuromuscular y recuperar los niveles de función previos a la lesión (Micheo et al., 2010).

El entrenamiento neuromuscular es crucial en los protocolos de rehabilitación del LCA, incluso más importante que el trabajo de fuerza por sí mismo (Risberg, Holm, Myklebust, & Engebretsen, 2007), para proporcionar un estímulo neurológico que le permita al deportista recuperar la estabilidad dinámica demandada en el deporte (Wilk, Reinold, & Hooks, 2003). Además, contribuye a mejorar la coordinación, la estabilidad, la biomecánica de la rodilla y a reducir lesiones. El entrenamiento neuromuscular incluye ejercicios en superficies inestables, ejercicios de aterrizajes, entrenamiento de desequilibrios, ejercicios pliométricos, y ejercicios que persiguen reducir los desequilibrios de fuerza entre cuádriceps e isquiosurales y promover su coactivación (Wilk, 2012). Es necesario además entender los mecanismos compensatorios de protección que los sujetos con ligamentos deficientes desarrollan, para adaptar el diseño de los programas de rehabilitación (Papadonikolakis, Cooper, Stergiou, Georgoulis, & Soucacos, 2003). El último principio del proceso de rehabilitación será recuperar los niveles de función para la práctica deportiva. Para ello, las progresiones incluirán tareas de cambio de dirección con conos, carrera y agilidad, ejercicios pliométricos, tareas que se modificarán en función de las necesidades específicas del deporte en concreto (Wilk, 2012).

Se recomiendan protocolos de rehabilitación tempranos después de la lesión o de la reconstrucción, que incluyan entrenamiento neuromuscular y ejercicios en cadena cinética

abierta y cerrada (Micheo et al., 2010). Se han obtenido buenos resultados aplicando precozmente un programa de rehabilitación basado en la introducción inmediata de trabajo de fuerza, flexibilidad y en la reducción en el uso de muletas. La gran mayoría de los sujetos consiguieron reincorporarse a su nivel de actividad deportiva previo (MacDonald et al., 1995). Una intervención precoz permite reducir la duración de los protocolos de rehabilitación y mejorar así el éxito del programa (Micheo et al., 2010).

Es fundamental tener en cuenta aquellos factores que aumentan el riesgo de lesión, especialmente en mujeres, que predispongan al paciente a padecer de nuevo la lesión en el futuro (Wilk et al., 2003). Las mujeres presentan características únicas que las predisponen en mayor medida a lesionarse el LCA, como lo son el *genu valgo*, un ratio de fuerza cuádriceps/isquiosural pobre, mayor extensión de rodilla durante la carrera y los aterrizajes, dominancia del cuádriceps a nivel de la rodilla, debilidad de cadera y tronco, además de los cambios hormonales que también han de ser considerados (Ireland, 2002). Así, el programa de rehabilitación del LCA de una mujer, ha de incluir ejercicios específicos de control del valgo (mantener la rodilla en línea con el segundo dedo del pie) en diferentes movimientos, y ejercicios de coactivación de los cuádriceps e isquiosurales mediante ejercicios de estabilización en superficies inestables. Además, se incluirán ejercicios de aterrizajes en los que se incidirá en aumentar el grado de flexión de cadera y rodilla.

El programa de rehabilitación se adaptará al tipo de plastia utilizada, con intención de evitar complicaciones postquirúrgicas como la pérdida de movimiento, dolor rotuliano, fallo de la plastia o debilidad muscular. Por ejemplo, el TR cicatriza antes que los TPG, lo que permite progresar más rápidamente en la rehabilitación, sin embargo, el uso de TR está asociado a dolor

anterior de rodilla. Los programas de rehabilitación en pacientes operados con plastia de TPG progresarán más lentamente en carrera, ejercicios pliométricos y tareas específicamente deportivas. Además, se prestará especial atención a los ejercicios aislados de fortalecimiento de la musculatura isquiosural, donante de la plastia, para favorecer una cicatrización óptima. Los programas de rehabilitación para plastias procedentes del propio paciente son más rápidos que los de plastias que no lo son, también por motivos de cicatrización (Wilk, 2012). Un estudio de revisión concluyó que, respecto a la tensión que se produce en la plastia durante la realización de diferentes ejercicios, hay que tener en cuenta en el diseño de programas de rehabilitación que los movimientos de flexión, ya sea de forma activa o pasiva, aumentan el estrés del LCA. Sin embargo, la contracción isométrica en cualquier posición de la rodilla no aumenta la tensión en el ligamento (Beynnon & Fleming, 1998).

El establecimiento de objetivos claros en los programas de rehabilitación, ayudará tanto a los profesionales encargados de la rehabilitación como a los propios pacientes, a seguir la progresión y comprobar si las metas se van alcanzando. Ayudará a abandonar la práctica habitual de fijar objetivos en función de tiempos, que a menudo no se corresponden con la progresión funcional del sujeto (Herrington et al., 2013). Por otro lado, los criterios actuales utilizados para establecer la reincorporación deportiva necesitan ser revisados, especialmente porque la incidencia de recaída lesional representa un problema en crecimiento (Renstrom, 2012).

En una encuesta realizada a numerosos miembros de la Academia Americana de Cirujanos Ortopedias (AAOS), quienes realizaban reconstrucciones del LCA regularmente, se observó una falta de consenso en cuanto al protocolo de rehabilitación tras la RLCA (Marx, Jones, Angel, Wickiewicz, & Warren, 2003). En los últimos años los principios que sostienen el proceso de

rehabilitación son inconsistentes debido a la carencia de acuerdo en las secuencias de progresión funcional. Además, los criterios para determinar la reincorporación deportiva son imprecisos, recaen en interpretaciones subjetivas y no están respaldados empíricamente por la bibliografía (Schmitt, Paterno, & Hewett, 2012). Los protocolos de rehabilitación progresan a través de las fases aguda, subaguda, funcional y por último la fase de reincorporación a la práctica deportiva (Wilk et al., 2003). A menudo, la atención se centra mayoritariamente en las fases aguda y subaguda, siguiendo pautas de progresión estrictas en cuanto a la recuperación del rango de movimiento y de los niveles de fuerza. Sin embargo, las pautas a seguir en las últimas fases de la rehabilitación son a menudo más generales, con clasificaciones globales de ejercicios y progresiones, presentando un vacío en la transición desde las actividades de la vida diaria hasta la competencia en actividades deportivas a un nivel óptimo.

Las directrices de rehabilitación para una apropiada progresión hasta la práctica deportiva completa no están bien documentadas. La meta de la fase final de rehabilitación, orientada a la reincorporación deportiva, es progresar funcionalmente hasta que el sujeto adquiera las competencias relativas a las acciones propias de la actividad deportiva (Armour, 2004; Shelbourne, Klootwyk, & Decarlo, 1992; Shelbourne & Nitz, 2005; Wilk et al., 2005; Wilk, Romaniello, Soscia, Arrigo, & Andrews, 1994). Los procedimientos de evaluación de la función deben seguir una progresión, comenzando con medidas más básicas y evolucionando a test funcionales cada vez más exigentes, hasta incluir tareas específicamente deportivas cercanas a la realidad del deporte de cara a la reincorporación deportiva (Ardern & Webster, 2009; Phillips, 2000). Sin embargo, los protocolos de rehabilitación carecen de una transición sistemática desde movimientos en un único plano hasta movimientos en múltiples planos, para finalmente ser

capaz de ejecutar acciones de control neuromuscular que exijan generar y absorber energía (Myer, Paterno, Ford, Quatman, & Hewett, 2006).

Teniendo en cuenta las necesidades relativas al proceso de rehabilitación después de la RLCA, un grupo de expertos en fisioterapia y entrenamiento deportivo de los Institutos Deportivos del Reino Unido desarrollaron en 2013 una propuesta de rehabilitación (Tabla 1), incluyendo criterios de progresión consistentes para intervenir después de la RLCA (Herrington et al., 2013). En primer lugar, establecieron las fases que resumirían el programa de rehabilitación: pre-quirúrgica, recuperación post-quirúrgica, carga progresiva, carga progresiva monopodal, entrenamiento de tareas deportivas específicas y entrenamiento deportivo específico ilimitado. Para cada una de las fases de rehabilitación identificaron criterios clave evaluados mediante test específicos para considerar la transición de una fase a la siguiente. En la propuesta también constan las actividades de rehabilitación típicas necesarias para adquirir los objetivos perseguidos. Señalaron como aspecto importante el registrar cada sesión diaria y semanalmente, especialmente para prestar atención al nivel de estrés de la rodilla, en términos de dolor y/o inflamación, en función de la aceptación del nivel de carga.

A continuación se presentan los objetivos correspondientes a cada una de las fases del programa de rehabilitación:

➤ **Fase pre-quirúrgica:**

Los objetivos de esta fase son preparar al paciente para la cirugía, normalizar la función de la rodilla minimizando la inflamación, recuperar la activación completa de los cuádriceps y la marcha normal.

➤ **Fase de recuperación post-quirúrgica:**

Los objetivos de esta fase son superar los efectos de la operación, recuperar el rango de movimiento y la activación muscular, controlar la inflamación y conseguir un patrón de marcha normal.

➤ **Fase de carga progresiva:**

Los objetivos de esta fase son progresar desde situaciones de carga bipodal a situaciones de carga monopodal completa y tolerar niveles de carga propios de tareas como el trote o los aterrizajes bipodales. Se progresará en el entrenamiento de fuerza de los músculos clave del miembro inferior.

➤ **Fase de carga progresiva monopodal:**

Los objetivos de esta fase son progresar desde situaciones de carga bipodal a carga monopodal en múltiples planos de movimiento y progresar en el entrenamiento de fuerza de los músculos claves del miembro inferior.

➤ **Fase de entrenamiento de tareas deportivas específicas:**

Los objetivos de esta fase son mejorar la capacidad de tolerar tareas de carga monopodal en múltiples planos de movimiento introduciendo el elemento reactivo aleatorio y desarrollar la habilidad de realizar carrera en múltiples direcciones y tareas de aterrizajes, en línea con las necesidades del deporte que practique el paciente, paralelamente a la realización de otras tareas deportivas.

Tabla 1. Actividades tipo de las diferentes fases del proceso de rehabilitación.

PRE-QUIRURGICA	POST-QUIRURGICA	CARGA PROGRESIVA	CARGA PROGRESIVA MONOPODAL	ENTRENAMIENTO TAREAS DEPORTIVAS
Control inflamación	Control inflamación	Fuerza muscular: glúteo, isquiosurales, cuádriceps, gemelo	Fuerza muscular: glúteo, isquiosurales, cuádriceps gemelo (isocinéticos, peso libre). CCA/CCC	Fuerza muscular Tareas carrera: calidad movimiento
Activación muscular	Rango de movimiento completo	(isocinéticos, peso libre). CCA/CCC	Mantener apoyo monopodal en diferentes planos y con aterrizajes	Combinación saltos y aterrizajes
Reeducación de la marcha	Reeducación marcha	Disociación de movimiento estático		Carrera + cambios dirección
Activación completa del cuádriceps	Activación completa del cuádriceps	Control movimiento dinámico (CCC)	Pliometría monopodal en un plano y bipodal en diferentes planos: saltos variados (cantidad y calidad de movimiento)	Salto variados (cantidad y calidad de movimiento)
Rango de movimiento completo y simétrico	Mínima inflamación con actividad	Carga bilateral		Tareas específicas deportivas: reactivas y en fatiga (calidad del movimiento)
	Sentadilla bilateral	Rango de movimiento completo	(cantidad y calidad de movimiento)	
	Activación glútea	Mantener apoyo monopodal		
	Activación isquiosural	SEBT		
Mínima inflamación con actividad	Marcha normal	Sentadilla monopodal		Velocidad de carrera
LSI prensa pierna $\leq 5\%$	Bicicleta estática	Drop Jump bipodal		
		Tuck Jump		
		Prensa de pierna monopodal		
Marcha y trote lineal		Trabajo cardiovascular		
		Carrera		
Questionarios		Subir/bajar escaleras		
		Salto vertical		

Nota: CCC: cadena cinética cerrada; CCA: cadena cinética abierta; LSI: limb symmetry index; SEBT: Star Excursion Balance Test.

2. Antecedentes y estado de la cuestión

Otro aspecto importante de esta propuesta es la evaluación de la cantidad de ejecución en las tareas, pero también de la calidad de ejecución. Un control neuromuscular insuficiente durante las tareas dinámicas puede representar un factor de riesgo clave en la lesión del LCA así como en la recaída, como por ejemplo momentos de abducción excesivos durante cambios de dirección o el desplazamiento del tronco en el plano frontal (Hewett et al., 2005). La rehabilitación deberá centrarse en recuperar las estrategias de movimiento adecuadas para evitar la lesión y mejorar la ejecución. Para evaluar la calidad y el control en la ejecución de tareas, Herrington et al., (2013) proponen el uso de la escala QASLS (Qualitative Scoring System), que ha mostrado una validez excelente al compararla con otros sistemas de captura de movimiento en tres dimensiones durante acciones de sentadilla monopodal y aterrizajes (Anexo 1).

2.2. Herramientas de evaluación funcional para determinar la reincorporación deportiva.

La evaluación del resultado funcional para determinar la reincorporación deportiva después de la rehabilitación, se centra en identificar la habilidad que tiene un paciente para tolerar la demanda física que caracteriza a la actividad deportiva (Clark, 2001). Sin embargo, tras la RLCA, la cuestión de cómo valorar la función de la rodilla en sus distintas manifestaciones de una manera accesible, objetiva y con herramientas aplicables al rendimiento deportivo, sigue siendo objeto de debate (Arden & Webster, 2009; Phillips, 2000). En la bibliografía se recogen numerosas herramientas para evaluar la función de los pacientes reconstruidos del LCA y valorar los resultados de su proceso de rehabilitación, como se puede comprobar en el trabajo de revisión de Clark (2001). Laxitud, rango de movimiento, equilibrio, fuerza, potencia, resistencia cardiovascular y/o aspectos psicológicos, son algunos de los componentes principales a medir.

Para valorar la función de los pacientes se emplean escalas de valoración subjetiva, valoraciones clínicas y test funcionales (Tegner & Lysholm, 1985). Durante muchos años, los test subjetivos y clínicos fueron exclusivos protagonistas en la evaluación de la función de la rodilla, y se utilizaron como únicos criterios a la hora de dar el alta deportiva a los sujetos operados del LCA, una vez completado el proceso de rehabilitación. En las valoraciones subjetivas la información se obtiene de la percepción del propio paciente a través de cuestionarios centrados en revisar la función de la rodilla. Las evaluaciones clínicas son medidas eminentemente médicas que proporcionan una información sólida, en las que el profesional realiza mediciones objetivas (Beard, Knezevic, Al-Ali, Dawson, & Price, 2010). Las evaluaciones clínicas y subjetivas se caracterizan por estar alejadas de la realidad de la actividad deportiva. Sin embargo, los test funcionales reproducen condiciones próximas a la naturaleza de

las acciones del deporte, lo que conlleva que su uso se fuera incrementando en la evaluación tras la RLCA, frente a las herramientas utilizadas tradicionalmente (Clark, 2001).

A continuación se presentan las pruebas más comunes que se utilizan en la evaluación funcional tras la RLCA para determinar la reincorporación deportiva.

2.2.1. Evaluación subjetiva.

Existe una gran variedad de escalas subjetivas basadas en la evaluación de la rodilla. Son diferentes cuestionarios que enfatizan diversos aspectos acerca de la función de la rodilla y establecen una puntuación relativa a la percepción del paciente. Numerosos investigadores incluyeron este tipo de herramientas de evaluación en sus estudios (Eitzen, Holm, & Risberg, 2009; Herrington et al., 2013; Lautamies, Harilainen, Kettunen, Sandelin, & Kujala, 2008; Müller, Krüger-Franke, Schmidt, & Rosemeyer, 2014; Pantano et al., 2001; Schmitt et al., 2012; Sun et al., 2011; Taylor et al., 2009). En los últimos años, el número de cuestionarios dirigidos a evaluar la función de la rodilla después de la RLCA ha presentado un aumento considerable (Wang, Jones, Khair, & Miniaci, 2010). Para que una escala pueda ser aceptada debe presentar una validez y fiabilidad aceptable, y debe centrarse en aquellos aspectos claves asociados a la lesión (Lysholm & Tegner, 2007).

La inclusión de medidas objetivas es importante para obtener una evaluación más nítida del resultado funcional. Sin embargo, varios autores recomendaron que las medidas subjetivas y las medidas objetivas deban registrarse separadamente. Se debe evitar el solapar resultados no relacionados y el limitarnos a la simplicidad de los resultados numéricos (Risberg, Holm, Steen, & Beynnon, 1999; Tegner & Lysholm, 1985). Se ha observado que a menudo hay una pobre

correlación entre los resultados obtenidos mediante herramientas clínicas y la percepción del sujeto registrada en escalas subjetivas. La valoración que percibe el paciente respecto a la función de su rodilla es más optimista que lo que muestran las pruebas clínicas (Hrubesch et al., 2000). Las herramientas basadas en la percepción del paciente son importantes, pero deben utilizarse con precaución, y servir solo como uno de los componentes en la evaluación de la función (Reiman & Manske, 2011).

Hasta la fecha, no hay un único sistema subjetivo aceptado para la lesión del LCA (Beard et al., 2010). Un trabajo de revisión observó que hasta el año 2006 las escalas subjetivas más utilizadas fueron: IKDC (International Knee Documentation Committee), Lysholm-Tegner, CKRS (Cincinnati Knee Rating System), KOOS (Knee Osteoarthritis Outcome Score) y Marshall-HSS (Hospital of Special Surgery). Cada una de estas escalas presenta ventajas y desventajas. Por ejemplo, la CKRS e IKDC son de muy fácil comprensión y evalúan numerosos aspectos de la rodilla. Por otro lado, la escala Lysholm-Tegner es mucho más simple y principalmente se centra en síntomas y niveles de actividad (Lysholm & Tegner, 2007). La utilización de la escala Marshall-HSS no es recomendable debido a la ausencia de documentación sobre su validez y fiabilidad.

La escala IKDC es un cuestionario que fue diseñado por un comité internacional de expertos en rodilla en 1987 como un sistema de documentación estandarizado. Es una herramienta de evaluación fiable y válida para detectar la mejora o el empeoramiento en síntomas, función y práctica de actividad deportiva en pacientes con diferentes problemas de rodilla, incluyendo las lesiones ligamentosas (Irrgang et al., 2001; Sernert, Kartus, Köhler, et al., 1999). Es considerada la escala más comúnmente utilizada para la evaluación de lesiones de rodilla (Beard et al., 2010).

Inicialmente, incluyó siete parámetros relacionados con la rodilla, reflejando tanto asimetría como disfunción, y clasificaba los pacientes en 4 niveles diferentes para cada uno de los parámetros: normales, próximos a normales, no normales, severamente no normales. Posteriormente, el IKDC se completó con un cuestionario basado en diferentes factores subjetivos como síntomas, actividad deportiva y habilidad funcional (Hefti et al., 1993).

La escala Lysholm (Lysholm & Gillquist, 1982) es un sistema de medida muy habitual. Es un test aceptable y sensible (Briggs et al., 2009), que consiste en 8 preguntas dirigidas principalmente a la evaluación de la inestabilidad de la rodilla. La escala se centra en la percepción del paciente de la función en las actividades cotidianas más importantes y su nivel funcional a varios niveles de intensidad física. La principal ventaja de esta escala es que no establece comparaciones entre pacientes, pero detecta cambios en el nivel de actividad de la misma persona en diferentes momentos. Con esta escala se define el nivel previo a la lesión, el nivel actual y el nivel de actividad deseado (Lysholm & Gillquist, 1982). Presenta el inconveniente de no valorar la función de la rodilla en relación con actividades complejas de la actividad deportiva (Vilches, Arranz, Roca, & Peris, 2001). La escala Tegner fue diseñada para completar la escala Lysholm, como un sistema de calificación del nivel de actividad de pacientes con lesiones de ligamentos de rodilla (Tegner & Lysholm, 1985). Este instrumento puntúa el nivel de actividad de un sujeto entre 0 y 10, siendo 0 “incapacidad” y 10 “competición en deportes como fútbol a nivel nacional o internacional” (Tegner & Lysholm, 1985).

La escala CKRS, publicada en 1983, se creó originalmente para la valoración de las lesiones del LCA. Posteriormente, sufrió modificaciones y se ha sido utilizando para diversas condiciones. Se trata de una herramienta que recoge síntomas, práctica deportiva, otras

actividades, limitaciones funcionales en actividades de la vida diaria y resultados objetivos. Aunque permite calcular una puntuación total, se aconseja que los ítems subjetivos y objetivos se presenten independientemente. Este cuestionario superó una evaluación metódica en cuanto a validez y fiabilidad, en una amplia población que incluye no lesionados y lesionados del LCA, y operados del LCA. Así, la CKRS está bien documentada y presenta validez, pero la inclusión de la valoración objetiva compromete su utilidad (Beard et al., 2010).

La escala KOOS se desarrolló de una manera rigurosa para evaluar las lesiones de rodilla y la osteoartrosis post-traumática. En el KOOS, se puntúan 5 dimensiones de forma separada (mediante 42 preguntas): dolor, síntomas, función en la vida diaria, función en el deporte y actividades recreativas, y calidad de vida en relación a la rodilla. Presenta los resultados en un perfil basado en 5 valores diferentes, y no como una puntuación combinada. Esta escala presenta validez, fiabilidad y consistencia interna (Lysholm & Tegner, 2007).

En la presente tesis doctoral, además de utilizar varias de las escalas recién mencionadas para la evaluación subjetiva del paciente, también utilizamos la escala LEFS (Lower Extremity Functional Scale) (Binkley, Stratford, Lott, & Riddle, 1999). Esta herramienta nació de un proceso de revisión de cuestionarios ya existentes, y de entrevistas a profesionales y pacientes. Sus principales características son: se basa en el modelo de discapacidad de la organización mundial de la salud, es aplicable a diferentes grupos de pacientes con lesiones del miembro inferior (tanto de forma individual como grupal), es fácil de administrar y puntuar, es fiable, y se basa en un proceso sistemático de puntuación. El objetivo de este cuestionario es documentar los resultados del proceso de fisioterapia y establecer el nivel funcional del paciente, para poder establecer así objetivos. Esta escala tiene una alta capacidad para detectar cambios en la función

del miembro inferior, siendo muy fácil de administrar. Además es un test fiable y válido para tener en consideración en la toma de decisiones clínicas con los pacientes.

2.2.2. Evaluación clínica.

La evaluación clínica incluye medidas eminentemente médicas que proporcionan una información sólida y objetiva. Este tipo de pruebas están muy alejadas de la demanda deportiva. La evaluación clínica incluye medidas como: amplitud de movimiento, perímetros de la rodilla y del muslo, laxitud articular (desplazamiento anterior de la tibia medido con un artrómetro), propiocepción en situaciones estáticas, equilibrio estático y fuerza evaluada mediante test isocinéticos de cuádriceps e isquiosurales.

2.2.2.1. Amplitud de movimiento.

La amplitud de movimiento (ADM) es una medida clínica relevante a tener en cuenta después de la RLCA, ya que la disminución de la ADM en la rodilla supone una posible complicación postoperatoria (Shaw, Chipchase, & Williams, 2004). Esta medición se utiliza para valorar déficits musculares al comparar las diferencias entre el movimiento activo y pasivo (Shaw et al., 2004). La ADM de una articulación, tanto en situación activa como pasiva, se mide objetivamente con un goniómetro (Gogia, Braatz, Rose, & Norton, 1987). El goniómetro plástico universal o estándar, de brazo largo y 360°, es frecuentemente recomendado para medir el rango de movimiento de la rodilla, ya que se cree que el brazo más largo reduce el error resultante del incorrecto posicionamiento del eje del goniómetro (Watkins, Riddle, Lamb, & Personius, 1991). El trocánter mayor del fémur es el punto de referencia comúnmente preferido para alinear proximalmente el brazo del goniómetro, mientras que el maléolo lateral es frecuentemente

utilizado para orientar el brazo distal. Ambos puntos de referencia son fáciles de identificar y palpar (Gogia et al., 1987). Aunque el posicionamiento del eje del goniómetro genera más controversia, los dos puntos más comúnmente citados son la línea articular lateral o el cóndilo femoral lateral, puntos de referencia fácilmente palpables (Rheault, Miller, Nothnagel, Straessle, Urban, 1988).

2.2.2.2. Perímetros.

El estudio de perímetros se ha utilizado principalmente para la medición de la atrofia muscular y la inflamación de la rodilla. Para evaluar la atrofia muscular, se realiza una medición a unos 15 centímetros por encima de la rótula. Se entiende que las medidas obtenidas dependen de los cambios producidos en la musculatura del muslo (Risberg & Ekeland, 1994). Para la medición de la inflamación, se mide el perímetro de la rodilla al nivel de la rótula, utilizando el miembro sano como control para establecer la medida estándar de la persona (Shaw et al., 2004). A pesar de la falta de estudios validados acerca de su uso, esta medición se utiliza popularmente (Lephart et al., 1992; Shaw et al., 2004; Taylor et al., 2009).

Algunos estudios sí sostienen que la medida del perímetro de la rodilla mostró una potente fiabilidad intra-evaluador y sensibilidad al cambio. Así, observando los cambios producidos en los perímetros de la rodilla podríamos supervisar el efecto del proceso de rehabilitación y de las actividades de la vida diaria. Aquellos cambios superiores a un centímetro indican un aumento significativo de la inflamación de la rodilla (Jakobsen, Christensen, Christensen, Olsen, & Bandholm, 2010; Shaw et al., 2004). La presencia de inflamación es potencialmente relevante para la función de la musculatura del cuádriceps, en línea con estudios que sugieren que la

inflamación podría provocar la inhibición refleja de esta musculatura (Hopkins, Ingersoll, Krause, Edwards, & Cordova, 2001; McDonough & Weir, 1996).

Son numerosos los estudios que incluyen este test como uno de los criterios a considerar para la reincorporación deportiva del sujeto tras la RLCA (Barber-Westin & Noyes, 2011a; Barrett, Luber, Replogle, & Manley, 2010; Marcacci, Zaffagnini, Giordano, Iacono, & Presti, 2009; Zaffagnini et al., 2011). Sin embargo, se ha estudiado la relación entre el estudio de perímetros y otras medidas como valores de fuerza, sin encontrar una correlación positiva entre perímetros y niveles de fuerza evaluada con isocinéticos (Arangio, Chen, Kalady, & Reed, 1997; Rosenberg, Franklin, Baldwin, & Nelson, 1992).

2.2.2.3. Laxitud articular.

La laxitud de rodilla se refiere al desplazamiento anterior de la tibia respecto al fémur (Risberg et al., 1999), y representa el criterio definitivo utilizado por los cirujanos para evaluar el éxito de la RLCA (Phillips, 2000). Así, las técnicas quirúrgicas se han dirigido a eliminar la laxitud anterior de rodilla. Sin embargo, la valoración exclusiva de parámetros tan comúnmente utilizados como lo es la laxitud articular no proporcionan una estimación óptima del resultado funcional obtenido tras la RLCA (Ross, Irrgang, Denegar, McCloy, & Unangst, 2002). Uno de los instrumentos más famosos para medir la laxitud de rodilla es el artrómetro KT-1000 (MEDmetric Corporation, San Diego, California). Los artrómetros permiten medir el desplazamiento anterior de la tibia respecto al fémur mediante una aplicación de fuerza predeterminada. Proporcionan datos para valorar el desplazamiento en el miembro operado y compararlo con el sano (Shaw et al., 2004).

Los test más comúnmente utilizados para determinar la laxitud de rodilla y, con ello, valorar la inestabilidad del LCA de la rodilla lesionada, son el test de Lachman y el test *pivot-shift* (Lane, Warren, & Pearle, 2008). El test de Lachman, por ser cuantificable, se ha convertido en el punto de referencia para evaluar el éxito de la RLCA. Es un test sensible y específico para valorar la deficiencia del LCA. Su procedimiento se basa en reproducir el desplazamiento anterior de la tibia en relación al fémur, con la rodilla flexionada a 15°. La presencia de una diferencia mayor de 3 milímetros en la traslación tibial anterior entre ambas rodillas se corresponde con un test positivo. Se ha observado en situaciones de carga simuladas que, a pesar de que la RLCA recupera la estabilidad anterior de la rodilla, no restablece los valores normales en cuanto a rotación interna. Esto sugiere que medir la estabilidad anterior de la tibia es insuficiente, ya que esta medida aislada no asegura que la cinética de la rodilla esté recuperada bajo condiciones de carga fisiológica (Milankov et al., 2002).

El test *pivot-shift* es una maniobra en varios planos que examina la estabilidad rotacional de la rodilla, reproduciendo la combinación funcional de rotación y traslación. Durante su desarrollo, se da una subluxación anterior de la meseta tibial lateral respecto al cóndilo femoral cuando la rodilla se dirige a extensión, y la espontánea reducción de la subluxación durante la flexión, a unos 20-30 grados de flexión. Aunque dicho test es difícil de medir, los avances tecnológicos han permitido conseguir resultados objetivos que nos permitan entender mejor los mecanismos implicados. Se observó que la estabilidad rotacional no siempre se recupera después de la RLCA. Además, se mostró que existe una importante correlación entre la estabilidad rotacional y la estabilidad funcional de la rodilla (Lane et al., 2008). Sin embargo, otros autores no confirman que exista una correlación objetiva estrecha entre los test de laxitud, las escalas subjetivas y la habilidad para volver a participar en altos niveles deportivos (Milankov et al., 2002). Además, la

cantidad de laxitud estática no tiene que ver con lo que sucede con el LCA en una situación dinámica (Lephart et al., 1992).

2.2.2.4. Propiocepción.

La propiocepción es de gran relevancia para un correcto equilibrio y una adecuada función (Cates & Cavanaugh, 2009). Se ha definido como una variación especializada de la modalidad sensorial del tacto, la cual incluye la sensación de movimiento articular (cinestesia) y la posición articular. Si la propiocepción se altera, se puede esperar un efecto directo en el equilibrio. La función de rodilla después de la RLCA está íntimamente relacionada con la propiocepción de rodilla (Shiraishi et al., 1996). El LCA contribuye de manera relevante a la propiocepción de la rodilla, ya que presenta unos mecanorreceptores que indican deformaciones potencialmente peligrosas de los ligamentos y de la articulación (Pedowitz et al., 2010). Esta contribución del LCA representa su papel protector en el mantenimiento de la estabilidad articular mediante el reflejo de activación muscular (Lephart et al., 1997). La lesión del LCA se asocia a la pérdida de capacidad propioceptiva y control postural, lo que aumenta las posibilidades de volver a lesionarse si no se recupera esta capacidad adecuadamente (Pedowitz et al., 2010).

Para evaluar la propiocepción se suelen usar test para detectar el movimiento pasivo o para detectar la sensación de reposicionamiento de la articulación. Para detectar el movimiento pasivo se utiliza el test Threshold to Detection of Passive Motion (TTDPM), que consiste en el movimiento pasivo de la rodilla en extensión o en flexión, y el sujeto debe responder en cuanto siente el movimiento. Por otro lado, en el test de reposicionamiento de la articulación o Passive Re-positioning (PRP), se mueve la extremidad del sujeto desde una posición inicial hasta una

posición final, y a continuación se retorna a la posición inicial. Se repite el movimiento y se le pide al sujeto que indique cuando percibe que la extremidad alcanza la posición final (Lee, Cheng, & Liao, 2009; Reider et al., 2003). El test TTDPM presenta una alta correlación con una situación de equilibrio dinámico en apoyo monopodal, lo que refuerza la idea de incluir el trabajo de propiocepción en los programas de rehabilitación como una aproximación hacia la mejora del equilibrio dinámico (Lee et al., 2009).

2.2.2.5. Equilibrio estático.

El equilibrio se ha definido como el proceso de mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación del cuerpo (Cates & Cavanaugh, 2009). Para ello, es preciso el ajuste continuo de la actividad muscular y la posición articular. Requiere la habilidad de reducir fuerza para la actividad requerida, en el momento adecuado, y en la articulación, plano y dirección correcta. El equilibrio se subdivide en estático, habilidad de mantener el control postural cuando el cuerpo está parado, y dinámico, cuando el cuerpo está en movimiento (Gambeta, 2007). En el presente apartado de evaluación clínica se incluye el equilibrio estático, mientras que la evaluación del equilibrio dinámico se corresponde con un test funcional que se describirá en el siguiente apartado del presente documento.

La habilidad de mantener el control postural integra múltiples rutas neurológicas. La información aferente recibida desde los sistemas corporales vestibulares, visuales y propioceptivos determinan las estrategias posturales correctivas empleadas para mantener el equilibrio. El equilibrio puede verse negativamente afectado después de una lesión; cualquier alteración en uno de los sistemas podría alterar el control postural (Cates & Cavanaugh, 2009).

La lesión del LCA conlleva deficiencias en la estabilidad articular pasiva y en la función propioceptiva (Siegel, Vandenakker-Albanese, & Siegel, 2012). Por ello, las adaptaciones en el control del miembro inferior que se producen después de la lesión del LCA, han sido foco de interés de la investigación publicada en los últimos años (Vallis & Reed-Jones, 2010). En todas las actividades deportivas se requiere de cierto grado de equilibrio, representando un elemento clave en la ejecución de las mismas (Gambeta, 2007).

Para evaluar el equilibrio estático, se suele comparar el miembro operado respecto al sano en situaciones monopodales. Para ello, se han utilizado plataformas de fuerza, plataformas de presiones y estabilómetros, entre otros. Los estabilómetros son herramientas computarizadas, basadas en una plataforma estática o dinámica, diseñados de forma específica para la evaluación del equilibrio, como el NeuroCom Balance Master System y el Biodex Balance System. Estos aparatos proporcionan un alto grado de validez estadística y fiabilidad para determinar diferencias posturales entre las extremidades, sin embargo son herramientas de difícil adquisición.

2.2.2.6. Test isocinéticos.

Después de la RLCA es fundamental restablecer los niveles de fuerza muscular. La atrofia muscular puede disminuir la función, provocar adaptaciones en patrones de actividad muscular, aumentar el riesgo de volver a lesionarse y/o presentar problemas degenerativos de la articulación. Para poder prevenir estas anormalidades musculares es importante conocerlas previamente (Lindström, Strandberg, Wredmark, Felländer-Tsai, & Henriksson, 2011). La fuerza muscular es la máxima tensión que un músculo o grupo muscular puede generar a una velocidad

específica (Knuttgen & Kraemer, 1987). El entrenamiento de la misma se considera una parte integral de los programas de rehabilitación de la RLCA, sin embargo frecuentemente se registran déficits de fuerza (Anderson, Snyder, & Lipscomb, 2001; Aune et al., 2001; Feller, Webster, & Gavin, 2001; Hiemstra, Webber, MacDonald, & Kriellaars, 2007; Liden, Ejerhed, Sernert, Laxdal, & Kartus, 2007), alcanzando déficits de fuerza de cuádriceps superiores a un 20%, en evaluaciones isocinéticas de extensión de rodilla (Palmieri-Smith, Thomas, & Wojtys, 2008). Lo más probable es que la corta duración de estos programas y su agresividad no permitan el tiempo suficiente para la regeneración y el fortalecimiento del tejido tendinoso y del tejido muscular en el músculo donante (Burks, Crim, Fink, Boylan, & Greis, 2005). Por ello, es importante conocer la atrofia muscular del músculo donante y los cambios compensatorios que se producen en otros grupos musculares (Lindström et al., 2011).

El instrumento más común para la valoración de fuerza es el dinamómetro, especialmente los dinamómetros isocinéticos, utilizados para medir acciones musculares concéntricas y excéntricas a una velocidad constante. Los test isocinéticos se han utilizado desde el 1960 como test estándar para evaluar la fuerza y potencia en los deportistas de élite de una forma controlada y segura. Además, han sido una herramienta eficaz en la evaluación de la reincorporación deportiva del deportista lesionado. Los datos que proporcionan permiten una evaluación objetiva del momento de fuerza, trabajo, potencia y aceleración muscular. Estas medidas proporcionan información acerca de la respuesta de un sujeto a la rehabilitación, especialmente al comparar la fuerza muscular de un miembro lesionado frente a al no lesionado (Wrigley & Strauss, 2000).

Sin embargo, los test isocinéticos podrían no ser tan útiles para determinar la reincorporación deportiva debido a la falta de correlación obtenida en este tipo de pruebas con el rendimiento

deportivo, probablemente debido a la naturaleza de este tipo de test. El uso típico de los test isocinéticos se realiza en movimientos aislados en cadena cinética abierta, lo que se podría considerar menos funcional, especialmente cuando se ejecutan en un único plano de movimiento. Por el contrario, las actividades deportivas consisten en movimientos en cadena cinética cerrada, en múltiples planos y articulaciones. Además, aunque los test isocinéticos sí son una herramienta útil para evaluar el progreso de un paciente durante la rehabilitación, el procedimiento del test es limitado si intentamos evaluar la verdadera ejecución deportiva de un sujeto, debido a que el patrón de movimiento del test implica el aislamiento de la articulación. Así, la utilización de dinamómetros isocinéticos ha facilitado un mejor conocimiento de los déficits de fuerza en las extremidades, sin embargo, dicha valoración se corresponde con un movimiento alejado de los movimientos que se realizan en la actividad deportiva. Además, no evalúan otros aspectos importantes como la coordinación, equilibrio y propiocepción. Estos aparatos tienen un coste elevado y su utilización requiere tiempo. Se hace necesario determinar otras pruebas funcionales más específicas, cercanas a la actividad deportiva y que sean asequibles (Greenberger & Paterno, 1995; Lephart et al., 1992; Noyes et al., 1991; Tegner et al., 1986).

No existe un consenso en la literatura sobre la eficacia de la valoración de fuerza mediante test isocinéticos para la evaluación del rendimiento funcional después de una RLCA. En un estudio se encontraron relaciones significativas entre los valores de fuerza registrados en test isocinéticos y los resultados en acciones como carrera, cambios de dirección o salto (Barber et al., 1990), coincidiendo con otro trabajo que los relacionaron con los resultados obtenidos en un test de salto (Järvelä, Kannus, Latvala, & Järvinen, 2002). Sin embargo, es posible que los test isocinéticos no sean intercambiables para el análisis de la asimetría de fuerza bilateral, ya que no se observó una correlación entre los test de salto y los test de fuerza, refiriéndose concretamente

a test de salto vertical y test de fuerza de la extremidad inferior, incluyendo contracciones isotónicas, isométricas e isocinéticas (concéntricas y excéntricas de cuádriceps e isquiosurales) (Anderson et al., 1991). Lephart y colaboradores (1992) sostienen que la fuerza registrada de forma aislada con test isocinéticos no puede evaluar la habilidad del sujeto para reincorporarse a la práctica deportiva, ya que no tienen una asociación directa con el rendimiento funcional. Esto coincide con los resultados obtenidos por Greenberger y Paterno (1995) y Ostenberg y colaboradores (1998) que concluyeron que la correlación entre los resultados de test funcionales y test isocinéticos es baja, por lo que no se deben utilizar como equivalentes. La evaluación isocinética no proporciona una estimación óptima del resultado funcional obtenido tras la RLCA (Ross et al., 2002). Sin embargo, en los últimos años se han observado relaciones significativas entre los resultados de 3 test funcionales y cada una de las variables medidas en los test de fuerza isocinética en extensión de rodilla (Kong et al., 2012).

2.2.3. Test funcionales.

Los test funcionales son herramientas que pretenden integrar las múltiples dimensiones de la función mediante la agrupación de movimientos físicos. A diferencia de los test clínicos, los test funcionales evalúan la capacidad global del sujeto, no la de una parte de él. Se utilizan, entre otras funciones, para determinar la habilidad de un sujeto para reincorporarse a un nivel de deporte u ocupación en condiciones seguras y sin limitaciones funcionales, en el último momento del proceso de rehabilitación (Reiman & Manske, 2011). Los test funcionales pueden determinar limitaciones que afecten al rendimiento en actividades físicas. Después de una lesión, la reincorporación deportiva requiere la recuperación de los diferentes componentes que caracterizan el rendimiento físico y que representan los componentes esenciales de la evaluación

funcional. Estos componentes incluyen la fuerza muscular, potencia, resistencia, flexibilidad, equilibrio, propiocepción y agilidad (Manske & Reiman, 2013). Los test funcionales son herramientas ideales ya que integran la evaluación de estos y otros factores, como el dolor y la confianza del paciente (Clark, 2001; Lephart et al., 1992; Noyes et al., 1991).

En ausencia de test sofisticados de laboratorio, basados en análisis de movimiento tridimensional, mediciones con plataformas de fuerza, etc., los test funcionales son una herramienta valiosa para valorar y cuantificar la función del miembro inferior después de una RLCA, durante el programa de rehabilitación y en la toma de decisión de la reincorporación deportiva en condiciones seguras. Estos test son muy frecuentemente utilizados porque son cercanos a las demandas del gesto deportivo, requieren mínimo espacio, material, tiempo, personal, y porque tradicionalmente las medidas clínicas y subjetivas mostraron una baja correlación con las tareas funcionales en pacientes con RLCA. Es importante que en la selección de los test funcionales se tenga en cuenta su fiabilidad y validez registrada, el momento del proceso de la rehabilitación en el que se utilizan y si la información que proporcionan es útil y relevante (Clark, 2001).

Los test funcionales son incapaces de identificar déficits en variables aisladas de forma directa, sin embargo presentan las siguientes ventajas (Barber, Noyes, Mangine, & DeMaio, 1992; Lephart et al., 1992):

- Son una medida cuantitativa utilizada para definir una función.
- Simulan las fuerzas que se producen en una actividad específicamente deportiva en unas condiciones clínicas controladas.
- Cuantifican indirectamente fuerza y potencia muscular.

- Indirectamente evalúan la habilidad de un miembro para absorber fuerza.
- Indirectamente valoran la habilidad de controlar la traslación de la tibia dinámicamente durante la aplicación de fuerzas de rotación y cizalla en la rodilla.
- Indirectamente evalúan la magnitud de la diferencia entre las extremidades, lo que podría predisponer a recaída lesional.
- Evalúan cuantitativamente el progreso en el proceso de rehabilitación.
- Refuerzan psicológicamente al sujeto.
- Establecen datos de referencia dentro de un equipo de deportistas.
- Se correlacionan con los valores obtenidos en las escalas subjetivas.

2.2.3.1. Equilibrio dinámico.

El umbral del equilibrio dinámico es la distancia que puedes alcanzar desde la base de apoyo sin perder el control del centro de gravedad. Éste es el punto en el que el equilibrio se quiebra (Gambeta, 2007). El equilibrio dinámico es importante durante las actividades deportivas como la carrera y los cambios de dirección (Cates & Cavanaugh, 2009). Anteriormente, revisamos el equilibrio estático como uno de los componentes de la evaluación clínica después de la RLCA. El equilibrio dinámico representa una situación más cercana a la realidad del gesto deportivo que el equilibrio estático, ya que nos referimos al control postural durante situaciones en movimiento.

Como comentamos en el apartado del equilibrio estático, la evaluación clínica del equilibrio se puede realizar utilizando complejas herramientas computarizadas como plataformas de fuerza, plataformas de presiones, estabilómetros, etc., con un alto grado de validez estadística y

fiabilidad, pero que por el contrario son difícilmente accesibles. Como alternativa a estos instrumentos de laboratorios sofisticados y caros, nace el Star Excursion Balance Test (SEBT) o test de estrella (Hertel, Miller, & Denegar, 2000) como un test simple y asequible para evaluar el equilibrio dinámico. El test de estrella ayuda a determinar si el paciente ha recuperado sus niveles normales y simétricos de equilibrio dinámico.

El test de estrella es un test que mide el control postural dinámico en una situación de movimiento sobre una base de sustentación, y solicita que el sujeto mantenga el equilibrio al límite de su estabilidad. El objetivo del test es forzar al sujeto a alterar su equilibrio cerca de su máximo (Kinzey & Armstrong, 1998). Durante este test, se le pide al sujeto que se sitúe en apoyo monopodal mientras alcanza diferentes direcciones con la otra extremidad sobre 8 líneas marcadas en el suelo que forman una estrella. La distancia alcanzada en cada dirección es registrada e interpretada como representación del equilibrio dinámico (Cates & Cavanaugh, 2009). Este test pretende determinar si, mientras el sujeto se sostiene sobre su extremidad lesionada para el mantenimiento de una posición estable, se produce un déficit en la distancia alcanzada por la otra extremidad en diferentes direcciones. Concretamente, se crea un movimiento de alcance con el miembro inferior intentando no comprometer la estabilización del miembro de soporte. A mayor distancia alcanzada, mayor control postural dinámico. Esto indicaría el control dinámico de la postura de la extremidad de apoyo.

El test de estrella es un test de equilibrio dinámico, mecánico, fiable, que pretende proporcionar más información sobre la funcionalidad del miembro inferior que los test estáticos. En este test actúan las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera de la extremidad de apoyo, en una situación de cadena cinética cerrada. El control postural se regula mediante el sistema visual,

vestibular y somato-sensorial (Hertel et al., 2000). Para la realización del test se requiere fuerza, flexibilidad, control neuromuscular, estabilidad abdomino-lumbo-pélvica, amplitud de movimiento, equilibrio y propiocepción, lo que convierte a este test en una herramienta excelente para evaluar la vuelta a la práctica deportiva. Así, el test de estrella ayudará a determinar si los sujetos están plenamente rehabilitados para la reincorporación deportiva. A pesar de que no replica exactamente una situación real de la práctica deportiva, se aproxima más que los test estáticos (Gribble, Hertel, & Plisky, 2012).

Más de una década de investigación ha validado el test de estrella para evaluar el equilibrio dinámico, test que proporciona una exigencia adecuada para poder detectar déficits asociados a la deficiencia del LCA, ya que los lesionados del LCA presentan déficits en la ejecución en este test en comparación con sujetos sanos asintomáticos (Herrington et al., 2009). Se considera altamente representativo del equilibrio dinámico en sujetos físicamente activos, sin necesidad de utilizar material, lo que facilita mucho su asequibilidad y utilización. El test de estrella es una herramienta fiable y válida para predecir el riesgo de lesión en el miembro inferior, e incluso se puede utilizar como parte de los programas de entrenamiento tanto en población sana como en lesionados del miembro inferior (Gribble et al., 2012). Si se pretende comparar datos entre diferentes sujetos, debido a que la estatura y la longitud de la extremidad influyen en los resultados, se deben normalizar los datos (Olmsted, Carcia, Hertel, & Shultz, 2002).

2.2.3.2. Test de salto.

Los test de salto monopodal son comúnmente utilizados para evaluar la función después de la RLCA (Augustsson et al., 2004; Grindem et al., 2011; Gustavsson et al., 2006; Jerre et al., 2001;

Juris et al., 1997; Keays et al., 2001; Neeter et al., 2006; Pantano et al., 2001; Paterno & Greenberger, 1996; Petschnig et al., 1998; Risberg & Ekeland, 1994; Ross et al., 2002; Sernert, Kartus, Kohler, et al., 1999; Sernert, Kartus, Köhler, et al., 1999; Thomeé et al., 2011, 2012; Wilk et al., 1994) e identificar las posibles asimetrías entre ambas extremidades que persistan en tareas de alta exigencia (Keays et al., 2001). Estos test han sido capaces de discriminar entre la ejecución del salto de la extremidad operada respecto a la sana en pacientes operados, y también de discriminar entre la ejecución de pacientes y controles (Barber et al., 1990; Eastlack et al., 1999; Itoh, Kurosaka, Yoshiya, Ichihashi, & Mizuno, 1998; Juris et al., 1997; Tegner et al., 1986).

Los test de salto son ampliamente utilizados como una forma de medir la potencia del miembro inferior de forma indirecta, permitiendo utilizar la ejecución del miembro sano como control (Lautamies et al., 2008). La acción propulsiva del miembro inferior proporciona un índice valioso de la potencia de las extremidades, tanto en deportistas como en la población general (Buckthorpe, Morris, & Folland, 2012). La potencia muscular es importante en la práctica deportiva y por ello representa un factor importante a evaluar en la capacidad funcional de sujetos lesionados (Buckthorpe et al., 2012).

Los test de salto no evalúan la potencia y la fuerza muscular de una manera directa como los test isocinéticos, pero proporcionan a su vez información sobre la estabilidad de la rodilla durante una tarea dinámica (Lautamies et al., 2008). Además, la acción de salto se asemeja más a la naturaleza del gesto deportivo que el movimiento reproducido durante la evaluación isocinética (Petschnig et al., 1998). Aunque los saltos no tienen por qué replicar exactamente el gesto deportivo, reproducen las fuerzas que se dan durante las actividades deportivas, pero en

unas condiciones controladas (Lautamies et al., 2008). Para evaluar la función del miembro inferior después de una RLCA, a diferencia de los test isocinéticos que evalúan de forma aislada la musculatura flexora y extensora de la rodilla, en los saltos intervienen otros músculos como los flexores plantares del tobillo y los extensores de cadera y tronco (Petschnig et al., 1998).

Analizar la actividad de salto es altamente apropiado para individuos que practiquen deportes que requieran velocidad y potencia, ya que estos test nos permiten observar el movimiento de una manera dinámica y similar a la realidad deportiva, situación en la que comúnmente se lesiona el LCA (Flanagan, Galvin, & Harrison, 2008). Los saltos suponen una demanda mayor en la rodilla que otras acciones como caminar o trotar, y proporcionan más información acerca de la estabilidad de la rodilla durante las acciones dinámicas, en comparación con actividades de menor intensidad (Rudolph, Axe, & Snyder-Mackler, 2000). Además de predecir la estabilidad dinámica de la rodilla, pueden ser útiles para profundizar en nuestro conocimiento sobre los mecanismos de control neuromuscular después de una lesión (Fitzgerald, Lephart, Hwang, & Wainner, 2001).

Otra de las ventajas de los test de salto es que se pueden realizar de forma sencilla (Lautamies et al., 2008), y son la mejor herramienta de medida para evaluar la función del miembro inferior en ausencia de sofisticados análisis biomecánicos de laboratorio (Clark, 2001). Además, una razón importante para que se continúen utilizando estos test es su validez estadística probada. Su fiabilidad se ha investigado extensamente en sujetos normales y en sujetos con RLCA, demostrando que estos test son altamente fiables (Cates & Cavanaugh, 2009). Los test de salto vertical y horizontal, popularmente conocidos, se consideran aceptables en cuanto a fiabilidad

intra-sujeto e inter-sujeto, por lo que se pueden utilizar para evaluar las capacidades de salto en personas físicamente activas (Buckthorpe et al., 2012).

Se han descrito diferentes test monopodales en la literatura, orientados a medir distancia, altura y tiempo (Augustsson et al., 2004; Barber et al., 1990; Eastlack et al., 1999; Fitzgerald et al., 2000; Itoh et al., 1998; Jerre et al., 2001; Juris et al., 1997; Keays et al., 2001; Noyes et al., 1991; Ostenberg, Roos, Ekdahl, & Roos, 1998; Pantano et al., 2001; Paterno & Greenberger, 1996; Petschnig et al., 1998; Risberg & Ekeland, 1994; Risberg et al., 2002; Ross et al., 2002; Rudolph et al., 2000; Sernert, Kartus, Kohler, et al., 1999; Wilk et al., 1994). Sin embargo, a menudo el único test que se utiliza para evaluar el resultado funcional después de la RLCA es el salto horizontal monopodal (Jerre et al., 2001; Paterno & Greenberger, 1996; Ross et al., 2002; Sernert, Kartus, Kohler, et al., 1999; Sernert, Kartus, Köhler, et al., 1999), test recomendado como criterio objetivo de evaluación funcional (Barber-Westin & Noyes, 2011b; Meylan et al., 2009), fiable para la evaluación de sujetos sanos y operados del LCA (Paterno & Greenberger, 1996). El salto horizontal monopodal máximo presenta una alta habilidad para discriminar entre la ejecución de la extremidad afectada respecto a la sana, tanto en pacientes lesionados como en operados del LCA (Gustavsson et al., 2006). El triple salto horizontal monopodal también es un test útil para predecir la fuerza y la potencia del miembro inferior de un sujeto (Hamilton, Shultz, Schmitz, & Perrin, 2008).

En cuanto a los saltos verticales, los más empleados son los saltos que integran la batería de Bosco (Bosco, 1994; Vilches et al., 2001). Los test de salto más utilizados de la batería de Bosco son el *squat-jump* (SJ) y, especialmente, el *counter-movement-jump* (CMJ) (Markovic, Dizdar, Jukic, & Cardinale, 2004). El CMJ y el SJ son los test de salto más fiables para estimar la

explosividad del miembro inferior, mediante una plataforma de contacto, en hombres físicamente activos (Markovic et al., 2004). El *drop-jump* (DJ) también se ha utilizado en los últimos años como indicador de control en el plano frontal del sujeto (Haines et al., 2011; Huston, Vibert, Ashton-Miller, & Wojtys, 2001; Moran & Marshall, 2006; Noyes, Barber-Westin, Fleckenstein, Walsh, & West, 2005; Smith et al., 2009), aspecto reconocido como importante en las lesiones del LCA (Noyes et al., 2005). Además, se ha recomendado la inclusión de este test entre los criterios a considerar para la determinación de la reincorporación deportiva (Barber-Westin & Noyes, 2011a). También se ha investigado el *drop-jump* monopodal, también llamado *single-leg vertical drop-jump* o salto vertical monopodal con caída previa, test que permite comparar la ejecución de ambas extremidades (Ortiz et al., 2010; Ortiz, Olson, Libby, Kwon, & Trudelle-Jackson, 2007; Schiltz et al., 2009; Stensrud, Myklebust, Kristianslund, Bahr, & Krosshaug, 2011).

Mediante la plataforma de contacto, además de la altura del salto, se mide el tiempo de vuelo y de contacto. Estos test se consideran excelentes en cuanto a fiabilidad (Burr, Jamnik, Dogra, & Gledhill, 2007). Para asegurar la precisión y la fiabilidad durante la ejecución de los saltos, los sujetos deben mantener una técnica de aterrizaje de salto con rodillas y caderas extendidas hasta que se contacta la plataforma (Markovic et al., 2004). Para evaluar con precisión la capacidad funcional aislada del miembro inferior, los test funcionales deben tener en cuenta posibles movimientos extraños, como por ejemplo la intervención de los miembros superiores (Juris et al., 1997; Phillips, 2000). Por ello, comúnmente se les indica a los sujetos que mantengan las manos detrás de su espalda o a los lados del cuerpo para reducir el momento que proporciona el balanceo de los brazos (Paterno & Greenberger, 1996). Estandarizando la posición del salto con

el tronco en extensión y las manos fijas sobre las crestas iliacas se podría minimizar la acción impulsora del raquis (Petschnig et al., 1998)

Las mediciones de los saltos son obtenidas a partir de la ejecución del miembro operado y del no operado. La ejecución en el test del miembro operado puede ser expresada como un porcentaje de la ejecución del miembro no operado, denominado índice de simetría entre miembros o Limb Symmetry Index (LSI). Este índice se calcula dividiendo la ejecución del miembro afectado entre la ejecución del miembro no afectado y multiplicando por 100. El LSI es el porcentaje de déficit de distancia de salto del miembro operado en relación al miembro contralateral (Juris et al., 1997). La utilización del LSI minimiza la posibilidad de que la confusión potencial relativa a la variabilidad biológica entre individuos, afecte a los resultados (Barber et al., 1990; Petschnig et al., 1998).

Los avances en el test de salto vertical han promovido el desarrollo de herramientas como las plataformas de contacto o de fuerza, aunque algunos test comúnmente utilizados en evaluación funcional requieren de escaso o ningún material. Con el test de Abalakov se determina la altura del salto vertical mediante el alcance del miembro superior, sin necesidad del uso de algún material. Pero este mismo test, como otros saltos, también se puede medir con plataformas de contacto que determinan la altura del salto a partir del tiempo de vuelo, con plataformas de cinturón que miden los cambios en la altura de la cintura del saltador o con plataformas de fuerza que utilizan un programa informático para calcular la altura del salto a partir de las fuerzas de reacción verticales.

Las plataformas de fuerza son aparatos óptimos para valorar la fuerza de reacción vertical, sin embargo no son fácilmente asequibles. Permiten evaluar la producción de fuerza y potencia en el

movimiento, tanto en la fase concéntrica como en la excéntrica, lo que permite un análisis más detallado del salto. Hay plataformas de fuerza de laboratorio y portátiles, ambas consideradas válidas para medir la ejecución del salto vertical ya que proporcionan datos similares. Las plataformas de contacto, mucho más económicas que las plataformas de fuerza, consisten en una plataforma conectada a un sistema de cronometraje electrónico. Funcionan como el interruptor de un circuito eléctrico, que se pone en funcionamiento con los tiempos de contacto y de vuelo durante los saltos de los sujetos. Un pequeño ordenador calcula la altura del salto en función del tiempo de vuelo registrado (Petschnig et al., 1998).

2.2.3.3. Baterías funcionales.

A menudo la evaluación funcional después de la RLCA se limita a la utilización de un único test, el salto horizontal monopodal (Jerre et al., 2001; Paterno & Greenberger, 1996; Ross et al., 2002; Sernert, Kartus, Kohler, et al., 1999; Sernert, Kartus, Köhler, et al., 1999). Sin embargo, hay que considerar que la utilización de un único test funcional podría no ser suficientemente sensible para detectar limitaciones en la ejecución, por lo que al menos dos test funcionales deben utilizarse. Podría ser particularmente conveniente la combinación de diferentes test en la evaluación de pacientes que finalizaron la rehabilitación después de una RLCA (Barber et al., 1992; Greenberger & Paterno, 1995; Noyes et al., 1991; Petschnig et al., 1998). Además, después de analizar asociaciones entre diferentes tipos de test, los resultados obtenidos no alcanzaron los niveles deseados, lo que parece indicar que no es posible reducir la evaluación funcional a un único test. Cada test refleja diferentes aspectos funcionales, por lo que varios test deberán incluirse para tener más información a la hora de valorar la función de los pacientes operados del LCA (Neeb et al., 1997).

Son numerosos los estudios centrados en diseñar baterías de test que incluyan diferentes tipos de tareas funcionales, principalmente saltos variados, con la intención de detectar diferencias en la ejecución de la extremidad operada respecto a la sana. En cuanto a las baterías de saltos verticales, en el apartado anterior citamos la batería de Bosco, que incluye los saltos tan ampliamente estudiados como el CMJ, SJ y DJ. En cuanto a las baterías de saltos horizontales, Noyes y colaboradores (1991) combinaron cuatro test, incluyendo el salto horizontal monopodal, triple salto monopodal, triple salto cruzado y saltos monopodales en 6 metros (medición de la duración del salto). Dichos test implican velocidad, cambios de dirección, rebote, aceleración y desaceleración, que imitan las demandas de la estabilidad dinámica de rodilla durante la práctica deportiva, y que son necesarias para que el sujeto se reincorpore a la práctica deportiva con seguridad. Estos test han mostrado fiabilidad y validez con pacientes rehabilitados después de la RLCA, por lo que su utilización se ha visto reforzada (Bolgla & Keskula, 1997; Reid, Birmingham, Stratford, Alcock, & Giffin, 2007).

Itoh y colaboradores (1998) también propusieron que los test de salto deberían introducir más movimientos, como cambios de dirección y giros, y utilizaron, además del salto horizontal monopodal, un test de salto en forma de 8, un test de salto de subir y bajar una altura, y un test de salto lateral. Encontraron muy útil la utilización de esta batería de test para evaluar asimetrías funcionales en sujetos con deficiencias en el LCA. Keays y colaboradores (2001) evaluaron fuerza en pacientes operados del LCA a través de cinco test funcionales, concretamente 3 test de agilidad, evaluando ambas extremidades al mismo tiempo (carrera de ida y vuelta, paso lateral y *carioca*) y dos test de saltos horizontales (salto monopodal y triple salto). Augustsson y colaboradores (2004) demostraron que una batería de saltos constituida por 3 test presentó un alto grado de sensibilidad, discriminando entre la ejecución de salto del miembro lesionado y del

sano en pacientes operados del LCA. En este caso la batería incluyó la combinación de saltos horizontales y verticales. Estos 3 saltos fueron: salto vertical monopodal, salto lateral y salto horizontal monopodal. Además, el salto lateral tiene en cuenta la condición de fatiga, aspecto que según estos autores se debe tener en cuenta para valorar la función de la rodilla. Considerando que la mayor parte de las lesiones se producen al final de los eventos deportivos, cuando los sujetos están fatigados, cobra sentido que los test funcionales se realicen en condiciones de fatiga.

Gustavsson y colaboradores (2006) diseñaron una batería de saltos para detectar diferencias en la ejecución entre la extremidad afectada y la sana, en pacientes lesionados del LCA y pacientes operados del LCA. La batería consistió en 5 test de salto: 3 test de saltos máximos monopodales (salto horizontal, salto vertical, doble salto horizontal con caída previa) y dos test realizados en condiciones de fatiga (salto en cuadrado y salto lateral). Después del análisis de los datos recogidos, redefinieron la batería seleccionando aquellos test que presentaron la mayor habilidad para discriminar la ejecución en el salto. Estos fueron el test de salto vertical, test de salto horizontal y test de salto lateral. Esta batería presentó fiabilidad test-retest, sensibilidad y precisión, al aplicarse tanto con pacientes lesionados del LCA como con pacientes operados del LCA. Además, la batería de test presentó una mayor habilidad para detectar diferencias entre ambas extremidades en comparación con la utilización de un único test, en ambos grupos de sujetos estudiados.

Con intención de valorar la estabilidad de la rodilla de una forma fiable, Kong y colaboradores (2012) propusieron una batería de test basada en mediciones con artrómetro, isocinéticos, salto monopodal horizontal y tres test funcionales: test de co-contracción, carrera

ida y vuelta y test *carioca*. El test de co-contracción reproduce las fuerzas rotacionales en la rodilla que causan la translación de la tibia, cuya musculatura debe controlar; el test de carrera de ida y vuelta reproduce fuerzas de aceleración y deceleración típicas de las actividades deportivas; el test *carioca* reproduce el fenómeno *pivot-shift* durante desplazamientos laterales con pasos cruzados. Concluyeron que los tres test funcionales analizados presentaron correlación con las medidas clínicas y fiabilidad test-retest, por lo que son herramientas útiles para evaluar la función en pacientes operados del LCA.

2.3. Reincorporación deportiva tras la reconstrucción del LCA.

La lesión del LCA se identifica con un largo periodo de rehabilitación, déficits en la función y con un aumento en el riesgo de recaída (Mueller, Bloomer, & Durall, 2014). En un intento de restablecer los déficits asociados a la lesión del LCA, la reconstrucción del ligamento es la práctica estándar para aquellos pacientes que quieran volver a practicar deporte después de la lesión (Müller et al., 2014). Tanto la cirugía de reconstrucción como el largo proceso de rehabilitación, persiguen la reincorporación deportiva del paciente (Kvist, 2004), es decir, la recuperación del mismo nivel de actividad física previo a la lesión (Fitzgerald et al., 2000; Spindler, 2008).

La meta de la fase final del proceso de rehabilitación es progresar funcionalmente hasta que el sujeto adquiera las competencias relativas a las acciones propias de la actividad deportiva (Armour, 2004; Shelbourne et al., 1992; Shelbourne & Nitz, 2005; Wilk et al., 2005, 1994). La determinación de cuándo el paciente está preparado para reincorporarse a su práctica deportiva en condiciones seguras, libre de posibles recaídas, puede suponer un reto para los profesionales del mundo de la rehabilitación. A pesar de que se recomienda el uso de ciertos criterios de evaluación que respalden y fundamenten esta decisión, su efectividad para predecir una reincorporación deportiva segura es cuestionable (Gustavsson et al., 2006; Mueller et al., 2014).

La reincorporación a prácticas deportivas vigorosas habitualmente se recomienda a los 6 meses después de la operación (Anderson et al., 2001; Ejerhed, Kartus, Sernert, Köhler, & Karlsson, 2007; Eriksson et al., 2001; Feller & Webster, 2003; Jansson et al., 2003; Shaieb, Kan, Chang, Marumoto, & Richardson, 2002), mientras que otros autores recomiendan que sea a los 9 meses, ya que sostienen que a los 6 meses las alteraciones cinemáticas persisten, en cuanto a

ángulos articulares del miembro inferior, en acciones como los saltos (Xergia, Pappas, Zampeli, Georgiou, & Georgoulis, 2013). Hay poca evidencia de que una reincorporación temprana a deportes que incluyan acciones como saltar, pivotar y cambiar de sentido, sea segura y efectiva (Beynon, Johnson, Abate, Fleming, & Nichols, 2005b). Sin embargo, la reconstrucción del ligamento recupera la estabilidad de la articulación al nivel previo, y los avances en las técnicas de fijación y reconstrucción han desembocado en programas de rehabilitación más rápidos (Shelbourne & Nitz, 2005). En pacientes operados con tendones de pata de ganso (TPG) la reincorporación deportiva es posible a los 4 meses en deportes sin pivotajes, y a los 6 meses en deportes que requieran pivotajes (Salmon et al., 2006).

Algunos estudios afirman que la reincorporación deportiva es exitosa tras la RLCA (Liden et al., 2007), sin embargo la incidencia de recaída lesional tras la vuelta al deporte representa un problema en crecimiento (Renstrom, 2012), registrando cifras que ascienden hasta un 24% (Barber-Westin & Noyes, 2011a). Otros estudios afirman que la mayoría de los deportistas que se lesionan el LCA no recuperan exitosamente el nivel de práctica deportiva previo a la lesión (Ardern, et al., 2011a, 2011b; Yunes et al., 2001). Menos de la mitad de los pacientes después de la RLCA se reincorporaron a su actividad deportiva previa durante el primer año después de la cirugía (Ardern et al., 2011a), y aquellos que sí lo hicieron presentaron un alto riesgo de volver a lesionarse (Leys et al., 2012). En chicas, esta cifra aumenta al 80% (Chong & Tan, 2004; Lilley, Gass, & Locke, 2002; Söderman, Pietilä, Alfredson, & Werner, 2002). Otro estudio observó que a pesar de que todos los sujetos estudiados recibieron el alta médica para reincorporarse al deporte, tan solo la mitad volvió a competir con normalidad durante el primer año (Langford, Webster, & Feller, 2009). Una revisión que investigó la vuelta al nivel pre-lesional después de la RLCA, recogió datos contradictorios, observando estudios con resultados optimistas en cuanto a

cifras de reincorporación deportiva y otros estudios con hallazgos negativos (Herrington, Wrapson, Matthews, & Matthews, 2005).

Los motivos fundamentales por los que los pacientes no consiguen retornar a su práctica deportiva previa son una rehabilitación inadecuada y que los tests utilizados para valorar la reincorporación deportiva no son apropiados: son poco exigentes e imprecisos (Lentz et al., 2012), recaen en interpretaciones subjetivas, no están respaldados empíricamente por la bibliografía y no se corresponden con las demandas propias del deporte (Schmitt et al., 2012). Las escalas subjetivas, los test de laxitud con artrómetros y las mediciones de fuerza con isocinéticos, son ejemplos de herramientas que se han utilizado para evaluar la función de la rodilla de cara a la práctica deportiva. Sin embargo, se ha observado que estas pruebas no son fiables para determinar la reincorporación deportiva del sujeto (Anderson et al., 1991; Lephart et al., 1992; Wilk et al., 1994).

A menudo, las evaluaciones subjetivas no se correlacionan con la realidad funcional que presentan los sujetos intervenidos de una RLCA (Neeb et al., 1997; Ross et al., 2002). Los resultados obtenidos en las escalas IKDC indican que la mayoría de los pacientes presentan rodillas normales o muy próximas a ser normales (Anderson et al., 2001; Ejerhed et al., 2007; Eriksson et al., 2001; Jansson et al., 2003; Ko, Yang, Ha, Choi, & Kim, 2012; Salmon et al., 2006). Sin embargo, son numerosos los artículos que registran déficits en la fuerza muscular una vez finalizado el proceso de rehabilitación, (Ardern, Webster, Taylor, & Feller, 2010; Ardern & Webster, 2009; Armour, 2004; Carofino & Fulkerson, 2005; Keays et al., 2001; Ko et al., 2012; Makihara et al., 2006; Mohtadi, Chan, Dainty, & Whelan, 2011; Ristanis et al., 2003; Torry et

al., 2004; Viola, Sterett, Newfield, Steadman, & Torry, 2000; Yoo, 2005), momento en el que muchos pacientes ya se reincorporaron a sus prácticas deportivas (Palmieri-Smith et al., 2008).

Por otro lado, a pesar de que las valoraciones de fuerza con test isocinéticos muestren resultados funcionales aceptables, los pacientes no recuperan satisfactoriamente su nivel de actividad física previo (Ageberg, Roos, Silbernagel, Thomeé, & Roos, 2009; Ardern et al., 2011b; Carter & Edinger, 1999; Matsumoto et al., 2006; Thomeé et al., 2011, 2012; Wagner, Kääh, Schallock, Haas, & Weiler, 2005). La valoración exclusiva de la fuerza muscular no es suficiente para determinar la reincorporación deportiva tras la RLCA (Thomeé et al., 2011). Pacientes que presentan niveles de fuerza aceptables, en los cuestionarios subjetivos registran valores bajos en cuanto a función y calidad de vida en relación con la rodilla, además de presentar miedo a la recaída. Los resultados en cuanto a función muscular no se corresponden con la percepción del resultado funcional de los sujetos ni con sus vivencias (Thomeé et al., 2011).

A pesar de presentar valores de función muscular en la extremidad operada de $\geq 90\%$ respecto a la extremidad sana, los pacientes intervenidos del LCA presentan resultados pobres a la hora de valorar la función de su rodilla durante la práctica deportiva, así como en su vida normal (Ardern & Webster, 2009; Øiestad, Holm, Engebretsen, & Risberg, 2011; Øiestad et al., 2010; Risberg & Ekeland, 1994; Thomeé et al., 2011, 2012). Una posible explicación es que los test utilizados habitualmente para evaluar función muscular no son suficientemente sensibles para identificar diferencias entre miembro lesionado y no lesionado, y no se ajustan a las exigencias deportivas que el sujeto requerirá en la práctica (Thomeé et al., 2011). Además, no se incluyen las variables más importantes a evaluar post-quirúrgicamente para evitar el riesgo de recaída (Angelozzi,

2012). La decisión del momento de la reincorporación deportiva será tanto menos arriesgada cuanto más se base en datos de pruebas objetivas y precisas que valoren la función de la rodilla y nos indiquen la persistencia o no de déficits importantes (Vilches et al., 2001).

La literatura recoge la necesidad de mejorar los criterios utilizados para determinar cuándo es seguro para el paciente volver a practicar actividades físicas exigentes (Murphy, Connolly, & Beynnon, 2003; Myer et al., 2011; Parkkari, Kujala, & Kannus, 2001; Thomeé et al., 2012). El determinar qué nivel de función de la extremidad operada es satisfactorio para la reincorporación deportiva es un reto (Thomeé et al., 2012). Se sugiere que el ratio normal en sujetos sanos sea mayor o igual a 85% (Barber et al., 1990) o 90% (Juris et al., 1997; Risberg et al., 2002). Sin embargo, más recientemente se recomienda utilizar un LSI más exigente, superior a 95 o 100%, para contribuir así a una reincorporación deportiva segura (Thomeé et al., 2012). El hecho de dar luz verde al sujeto de cara a la práctica deportiva, sin haber recuperado óptimamente la función, aumenta significativamente el riesgo de recaída (Ardern et al., 2011a).

Para evaluar la fuerza y el rendimiento funcional después de la RLCA se ha sugerido la utilización de baterías de test, como métodos más sensibles en comparación con los test individuales, para discriminar entre la función del miembro operado y del sano (Gustavsson et al., 2006; Neeter et al., 2006; Thomeé et al., 2012). Cuando se utiliza una batería de test que incluye test más exigentes y situaciones de fatiga, muchos pacientes no obtienen una función muscular aceptable 2 años después de la operación. Mientras un único test funcional puede resultar en valores satisfactorios, cuando se utilizan criterios más exigentes para evaluar el resultado de la función muscular, utilizando baterías de test o aumentando el LSI aceptado como válido de $\geq 90\%$ a valores como $\geq 95\%$ o $\geq 100\%$, los resultados funcionales registrados fueron

pobres. Estos resultados deben tenerse en cuenta de cara a una reincorporación deportiva segura (Thomeé et al., 2012). También hay que tener en cuenta la fatiga a la hora de realizar una valoración funcional de la rodilla, ya que se ha demostrado que los resultados funcionales del miembro operado en situación de fatiga varían significativamente respecto a una situación en ausencia de fatiga (Augustsson et al., 2004). Además, la fatiga resultó en cambios en la mecánica de la rodilla asociados a la lesión del LCA (Tsai, et al., 2009).

Un estudio de revisión (Barber-Westin & Noyes, 2011a) se centró en determinar los criterios funcionales objetivos habitualmente utilizados para determinar el momento de reincorporación deportiva después de la RLCA, así como en estudiar las cifras de recaída lesional en la misma rodilla lesionada o en la contraria. Basándose en 21 estudios clínicos, se observó que en los últimos años los criterios funcionales objetivos publicados han sido escasos. Algunos estudios utilizaron tan solo un criterio para determinar el momento de reincorporación deportiva. Entre los criterios más utilizados en los estudios revisados se incluyeron los siguientes: tiempo de cicatrización post-quirúrgico, mínimo de 6 meses de rehabilitación, grado de inflamación o dolor, rango de movimiento y asimetría entre ambas extremidades en el salto horizontal monopodal y en test isocinéticos (LSI>85%, LSI>90%). A pesar de que otros autores sí incluyeron criterios funcionales más exhaustivos, no consiguieron demostrar la efectividad de sus recomendaciones en cuanto a reducción de número de lesiones. Con intención de mejorar los criterios utilizados para determinar el momento de reincorporación deportiva, los autores de esta revisión publicaron las siguientes recomendaciones a considerar: tiempo post-quirúrgico, amplitud de movimiento e inflamación de la rodilla, estabilidad medida mediante artrómetro y test de *pivot-shift*, test de fuerza (isquiosurales, cuádriceps, cadera, tronco), circunferencia del muslo, función dinámica mediante test de saltos, función neuromuscular en salto con caída

previa, capacidad aeróbica, test específicamente deportivos y cuestionarios. Son necesarios más estudios para demostrar si estas medidas son efectivas a la hora de reducir recaídas lesionales (Barber-Westin & Noyes, 2011a).

Una revisión del año 2014, analizó estudios basados en propuestas de criterios de reincorporación deportiva tras la RLCA, y concluyó que, en la actualidad, no existe la certeza de que los test y mediciones utilizados habitualmente sean capaces de identificar con precisión qué pacientes están preparados para reincorporarse a su práctica deportiva previa a la lesión sin exponerse a recaer. Por lo tanto, se requiere de más investigación que determine qué test son óptimos para establecer la reincorporación deportiva después de la RLCA. Mientras tanto, el uso de una batería de test resulta razonable para detectar déficits funcionales (Mueller et al., 2014).

2.4. Efecto de la fatiga en el resultado funcional.

En el rendimiento humano, la fatiga neuromuscular puede definirse de una forma sencilla como la disminución de la fuerza máxima voluntaria producida por un músculo o grupo de músculos (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Gandevia, 2001). Se refiere a procesos inducidos por el ejercicio que resultan en una reducción de la capacidad del músculo para generar fuerza (Gandevia, 2001; Taylor & Gandevia, 2008). Tradicionalmente, la fatiga se ha definido como central o periférica, basándose principalmente en qué componentes del sistema de control neuromuscular se afectan (Gandevia, 1992, 2001; Rattey, Martin, Kay, Cannon, & Marino, 2006; Taylor & Gandevia, 2008). La fatiga central es la reducción progresiva en el nivel de activación voluntaria de un músculo, inducida por el ejercicio (Allman & Rice, 2002), mientras que la fatiga periférica es la reducción de la capacidad del músculo de generar fuerza al nivel o distalmente de la unión neuromuscular (Gandevia, 2001). Estos efectos se producen durante sesiones de ejercicio submáximo, en las que se produce una conexión inadecuada con los músculos por cambios a nivel espinal y supraespinal (Gandevia, 2001; Melnyk & Gollhofer, 2007; Taylor & Gandevia, 2008). Las tareas multifacéticas propias de las acciones deportivas requieren de una producción explícita de fuerza y de un control a ambos niveles: periféricos y centrales (Borotikar, Newcomer, Koppes, & McLean, 2008). Los cambios mecánicos y/o metabólicos en el músculo en acción, por ejemplo, repercuten en una regulación a nivel central para evitar la lesión en caso de situación de fatiga periférica (Marino, 2004).

Aproximadamente, el 70% de las lesiones del LCA durante la práctica deportiva son consecuencia de mecanismos en ausencia de contacto durante las últimas fases del juego, cuando la fatiga representa un papel importante en la alteración del control biomecánico (Boden et al.,

2000; Malinzak, Colby, Kirkendall, Yu, & Garrett, 2001). En presencia de fatiga se modifican los patrones de movimiento hacia posiciones más estresantes, incrementando potencialmente el riesgo de lesión, y en concreto la lesión del LCA (Chappell et al., 2005). Es conocido que los resultados funcionales varían significativamente en una situación de fatiga respecto a una situación en ausencia de fatiga. Un estudio que evaluó pacientes rehabilitados de RLCA mediante el salto horizontal monopodal, observó que todos los sujetos estudiados mostraron una capacidad de salto normal en ausencia de fatiga, sin embargo, cuando se realizó el test en una condición de fatiga, tan solo un tercio de la muestra mostró un resultado aceptable en el miembro operado (Augustsson et al., 2004). Por ello, han de tenerse en cuenta los posibles efectos de la fatiga en la valoración funcional de la rodilla y realizar los test en ausencia y presencia de fatiga (McLean & Samorezov, 2009). La fatiga podría jugar un papel importante en el proceso de rehabilitación y en la decisión de la reincorporación deportiva (Santamaria & Webster, 2010).

La fatiga neuromuscular está ganando atención en la línea de investigación centrada en la prevención de lesiones del LCA (Borotikar et al., 2008; Kernozek, Torry, & Iwasaki, 2008). Se ha demostrado que la fatiga es un factor que predispone a lesión, y en concreto de lesión del LCA, provocando la alteración de diferentes parámetros biomecánicos en el miembro inferior, derivados de una estrategia de activación muscular inadecuada que resulta en una precaria estabilización articular activa (Borotikar et al., 2008; Gehring, Melnyk, & Gollhofer, 2009; Kernozek et al., 2008; McLean & Samorezov, 2009). Nos referimos a parámetros biomecánicos que particularmente se relacionan con la lesión del LCA (Dai et al., 2012; Hewett, Myer, & Ford, 2006), como la reducción de ángulos de flexión articular (Augustsson et al., 2006; Chappell et al., 2005; Cortes, Quammen, Lucci, Greska, & Onate, 2012; McLean & Samorezov, 2009; Orishimo & Kremenec, 2006; Ortiz et al., 2010), alteraciones en ángulos de rotación articular

(Borotikar et al., 2008; Cortes et al., 2012; Nyland, Caborn, Shapiro, & Johnson, 1999; Sanna & Connor, 2008; Thomas, McLean, & Palmieri-Smith, 2010; Tsai et al., 2009), incrementos en la carga articular (Chappell et al., 2005; Kernozek et al., 2008; Madigan & Pidcoe, 2003; McLean & Samorezov, 2009; Moran & Marshall, 2006; Tsai et al., 2009); parámetros registrados en acciones como cambios de dirección (Cortes et al., 2012; Nyland et al., 1999; Sanna & Connor, 2008; Tsai et al., 2009), saltos (Augustsson et al., 2006; Moran & Marshall, 2006; Orishimo & Kremenec, 2006; Ortiz et al., 2010) o aterrizajes después de un salto (Borotikar et al., 2008; Chappell et al., 2005; James, Scheuermann, & Smith, 2010; Kernozek, Torry, Van Hoof, Cowley, & Tanner, 2005; McLean & Samorezov, 2009).

Estos estudios han avanzado en el conocimiento de los efectos de la fatiga en el riesgo de lesión del LCA, al investigar los patrones de movimiento del miembro inferior en diferentes tareas funcionales realizadas antes y después de un protocolo diseñado para inducir fatiga. Sin embargo, las diferencias metodológicas entre los estudios dificultan el establecimiento de conclusiones firmes (Santamaria & Webster, 2010). En cuanto al diseño de los protocolos utilizados para inducir fatiga, los estudios utilizaron protocolos muy diversos (Santamaria & Webster, 2010). Algunos protocolos de fatiga se basaron en ejercicios que fatigaron la musculatura de forma aislada (Augustsson et al., 2006; James et al., 2010; Kernozek et al., 2008; Moran & Marshall, 2006; Nyland et al., 1999; Orishimo & Kremenec, 2006; Ortiz et al., 2010; Smith et al., 2009; Thomas et al., 2010), y otros se diseñaron para inducir una fatiga más funcional (Borotikar et al., 2008; Chappell et al., 2005; Cortes et al., 2012; Madigan & Pidcoe, 2003; McLean & Samorezov, 2009; Sanna & Connor, 2008; Tsai et al., 2009). Estos protocolos se dan por finalizados al registrar una caída del nivel de fuerza de un porcentaje predeterminado de la fuerza máxima (Nyland et al., 1999) o cuando el sujeto no es capaz de continuar la

ejecución del test correctamente (Coventry, O'Connor, Hart, Earl, & Ebersole, 2006; James et al., 2010; Pappas, Sheikhzadeh, Hagins, & Nordin, 2007).

Entre los protocolos de fatiga menos fisiológicos, centrados en fatigar ciertos grupos musculares de forma aislada, se realizaron: contracciones isométricas, contracciones concéntricas y/o excéntricas con isocinéticos (con diferentes porcentajes de carga, en diferentes rangos de movimiento y a diferentes velocidades) (Nyland et al., 1999; Thomas et al., 2010), extensiones de rodilla en máquina con diferentes cargas (Augustsson et al., 2006), sentadillas (James et al., 2010; Kernozek et al., 2008; Smith et al., 2009) y ejercicios en máquina de prensa de pierna (Gehring et al., 2009). La fatiga muscular aislada no permite el entendimiento de todos los cambios en el control neuromuscular del miembro inferior, y los protocolos realizados a una intensidad superior que una situación deportiva real, probablemente produzcan un efecto principal de fatiga periférica debido a la acumulación de lactato. Por ello, algunos autores están investigando el efecto de la fatiga mediante protocolos que intenten reproducir el tipo de fatiga que se produce en el deporte (Sanna & Connor, 2008). Los protocolos funcionales que reflejan las exigencias del deporte y que inducen fatiga periférica y central, parecen ser los protocolos más adecuados (Santamaria & Webster, 2010).

Algunos estudios utilizaron protocolos de fatiga basados en subir escaleras (Orishimo & Kremenich, 2006), protocolos realizados en cicloergómetro (James et al., 2010; Ortiz et al., 2010) o en cinta de carrera (Benjaminse et al., 2008; Moran & Marshall, 2006). Sin embargo, es importante incluir ejercicios que combinen fases de aceleración y deceleración, como ocurre durante las actividades deportivas, como acciones de frenar y saltar, o cambios de dirección. Por ello, con intención de generalizar los resultados de laboratorio a contextos deportivos, se

diseñaron protocolos de fatiga más funcionales basados en acciones características del deporte, que involucran un mayor número de músculos y están vinculadas a los mecanismos de lesión del LCA (Cortes et al., 2012). Estos protocolos incluyen carreras de ida y vuelta con cambios de dirección (Sanna & Connor, 2008), combinación de saltos verticales con carreras cortas a máxima velocidad (Chappell et al., 2005; Tsai et al., 2009), sentadillas combinadas con saltos (Borotikar et al., 2008; Coventry et al., 2006; Madigan & Pidcoe, 2003; McLean & Samorezov, 2009) o tareas de agilidad basadas en carrera en diferentes direcciones combinadas con saltos (Cortes et al., 2012).

2. Antecedentes y estado de la cuestión

3. Objetivos e hipótesis

Objetivo 1. Evaluar y comparar la asimetría funcional del miembro inferior de sujetos operados del LCA y sujetos sanos, durante la realización de una batería de test funcionales.

Hipótesis 1.1. La asimetría funcional de los sujetos operados es significativamente mayor que la asimetría de los sujetos sanos.

Hipótesis 1.2. La asimetría funcional es mayor en el grupo de sujetos operados de la pierna no dominante.

Objetivo 2. Evaluar y comparar el efecto de la fatiga en la asimetría funcional en sujetos operados del LCA y sujetos sanos.

Hipótesis 2.1. En los sujetos operados la fatiga aumenta la asimetría funcional respecto a los sujetos sanos.

Hipótesis 2.2. En los sujetos operados la fatiga afecta a la asimetría con dependencia de si la pierna operada es la dominante o no.

Objetivo 3. Observar si el nivel de recuperación funcional tras la reconstrucción del LCA se corresponde con las recomendaciones para la práctica deportiva.

Hipótesis 3.1. El nivel de recuperación funcional no se corresponde con las recomendaciones para la práctica deportiva en sujetos operados.

4. Material y métodos

4.1. Muestra.

Se testaron 29 sujetos (Tabla 2): 19 pacientes operados del LCA y 10 controles. Se subdividió el grupo de pacientes en dos subgrupos diferenciados: 9 pacientes operados de su miembro dominante (LCAOD) y 10 pacientes operados de su miembro no dominante (LCAOND). Se definió como miembro dominante la extremidad considerada por el sujeto como favorita para saltar, de acuerdo con gran parte de la literatura revisada (Chappell et al., 2005; Flanagan et al., 2008; Ortiz et al., 2007; Schiltz et al., 2009; Wikstrom, Powers, & Tillman, 2004).

Los pacientes habían finalizado con éxito el protocolo de rehabilitación (Tabla 3) en el año posterior a la reconstrucción, y recibido el alta del médico y del fisioterapeuta para la reincorporación deportiva. Sin embargo, no todos los pacientes volvieron a practicar deporte al mismo nivel que antes de la lesión. La totalidad de los sujetos evaluados (pacientes y controles) presentaron un nivel mínimo de práctica deportiva de grado 3 según la escala de actividad Tegner (Anexo 4), registrándose en el grupo de pacientes una media de $5,79 \pm 2,0$ y en el grupo control una media de $5,80 \pm 1,69$. El grado 3 de la escala de actividad Tegner se corresponde con un nivel de práctica deportiva recreativa. Los niveles 5 y 6 de esta escala incluyen la práctica recreativa de deportes como el esquí de fondo, el baloncesto o el tenis. Los deportes principales practicados por los sujetos evaluados eran: artes marciales, fútbol, voleibol, fútbol australiano y baile. También realizaban actividades dirigidas en gimnasios, entrenamientos de musculación y actividades deportivas al aire libre.

Tabla. 2. Descripción de la muestra.

	N	EDAD	TIEMPO CIRUGIA (años)	ALTURA (cm)	PESO (kg)	IMC	LYSHOLM	IKDC	TEGNER ACTUAL	TEGNER PREVIO	LEFS
OD	9	35,20 ±5,64	6,00 ±1,46	176,78 ±6,36	74,40 ±9,20	23,87 ±2,67	139,50 ±9,07	74,72 ±9,94	5,11 ±1,76	6,89 ±1,83	76,56 ±3,36
OND	10	35,57 ±6,06	4,06 ±1,60	175,75 ±7,48	72,73 ±15,29	23,15 ±3,98	141,40 ±8,51	79,70 ±6,15	6,40 ±2,17	7,00 ±2,11	77,50 ±3,27
C	10	26,17 ±3,16		172,55 ±4,44	66,41 ±7,56	22,62 ±2,25			5,80 ±1,69		

Notas: OD: operados del LCA en su miembro dominante; OND: operados del LCA en su miembro no dominante; C: grupo control; N: tamaño de la muestra; IMC: índice de masa corporal; IKDC: International Knee Documentation Committee; LEFS: Lower Extremity Functional Scale.

Se muestran medias y desviaciones típicas.

Rango de puntuación de las escalas subjetivas: Lysholm 0-150; IKDC: 18-87; Tegner: 0-10; LEFS: 0-80.

4.1.1. Criterios de inclusión.

Los criterios de inclusión de los pacientes fueron:

1. Plastia procedente de los tendones isquiosurales para la reconstrucción del LCA.
2. Plastia obtenida del mismo miembro reconstruido del LCA.
3. Rodilla contralateral con función normal.
4. Transcurrido al menos un año desde la operación.
5. Misma técnica quirúrgica y programa de rehabilitación.

En cuanto a la técnica quirúrgica, en todos los pacientes se utilizó una técnica de sustitución del LCA con una plastia monofascicular lograda con los tendones del gracilis y del semitendinoso doblados sobre sí mismos, siguiendo una técnica estándar. En fémur se empleó una fijación por medio de un sistema de suspensión cortical (Endobutton, Smith&Nephew), y en tibia por medio de un tornillo interferencial reabsorbible suplementado con una grapa de ligamentos. Dado que en el interior de los túneles que se labran en fémur y tibia debe producirse una fijación biológica de tendón a hueso por medio de fibras de Sharpey, los pacientes permanecieron realizando fisioterapia con el objetivo de reducir la inflamación y controlar el dolor, mientras ganaban arco de movimiento y fuerza progresivamente, pero evitando las actividades como la carrera hasta los 3 meses tras la cirugía.

En cuanto al protocolo de rehabilitación (Tabla 3), en la última fase se progresó en tareas de contenido específicamente deportivo. Sin embargo, para determinar el momento de reincorporación deportiva no se utilizaron criterios específicos mediante test funcionales. En ausencia de una batería de test funcionales que fundamentase la decisión de la reincorporación

deportiva, el criterio fue la percepción del fisioterapeuta y del médico sobre la ejecución del paciente durante las tareas planteadas en la rehabilitación.

6. Haber completado con éxito el protocolo de rehabilitación en el año posterior a la reconstrucción, con el alta del médico y del fisioterapeuta.
7. Ausencia de dolor y estabilidad en ambas rodillas.
8. Habilidad para cumplir con los protocolos de los test seleccionados en la investigación.
9. Nivel mínimo de práctica de actividad física de grado 3 según la escala Tegner (grado vinculado a la práctica deportiva).

Los criterios de inclusión de los controles fueron:

1. Ambas rodillas con función normal, sin lesiones de importancia previas.
2. Habilidad para cumplir con los protocolos de test seleccionados en la investigación.
3. Nivel de práctica deportiva similar a la de los sujetos operados, cumpliendo un nivel mínimo de práctica de actividad física de grado 3 según la escala Tegner (grado vinculado a la práctica deportiva).

4.1.2. Criterios de exclusión.

Los criterios de exclusión tanto para pacientes como para controles fueron:

1. Lesiones previas del LCA o reconstrucciones previas del LCA en alguno de los miembros inferiores.

2. Lesiones en tobillo o cadera.
3. Otras condiciones médicas que contraindiquen la práctica de ejercicio físico.
4. Presencia de dolor o falta de estabilidad al realizar los test.

Tabla 3. Detalles del programa de rehabilitación.

FASE	PESAS	INMOVILIZACIÓN	ADM	EJERCICIO	PRECAUCIÓN
0-2 SEMANAS	Muletas con apoyo parcial según tolerancia.	No inmovilización si no hay complicación.	Recuperación de la extensión completa.	Extensión cadera con rodilla extendida (en tendido supino y bipedestación).	No ejercicios con resistencia para isquiosurales hasta la sexta semana.
		Inmovilización si hay debilidad de cuádriceps.		Flexión plantar con bandas elásticas.	
				Flexión suave rodilla en tendido prono.	
2-6 SEMANAS	Sin muletas.	No inmovilización.	Extensión/hiperextensión completa.	Media sentadilla bipodal.	Vuelta al trabajo gradualmente sin dolor ni inflamación.
			Flexión completa.	Prensa de pierna.	
				Elevaciones sobre puntas de los pies.	
				Flexión de rodilla en tendido prono.	
				Propiocepción.	
			Ejercicios en piscina (no braza ni patada de crol).	Masaje de la cicatriz.	

Continuación tabla 3.

FASE	PESAS	INMOVILIZACIÓN	ADM	EJERCICIO	PRECAUCIÓN	
6-12 SEMANAS	Carga completa.	No inmovilización.	Amplitud de movimiento completa sin dolor.	Media sentadilla monopodal.	Incrementos de carga progresivos atendiendo al control de la inflamación.	
	Marcha normal.			Progresar con la prensa de pierna.		
				Ejercicios resistivos de isquiosurales.		
				Bicicleta con sillín elevado.		
				Elíptica.		
				Cinta de caminar con desnivel.		
				Propiocepción.		
				Carrera (progresando en tiempo y velocidad).	Incrementos graduales.	
	3-6 MESES				Progresos con prensa de pierna.	
					Ejercicios cadena cinética abierta.	
				Agilidad e impacto suave.		
				Tareas deportivas específicas.		

Continuación tabla 3.

FASE	PESAS	INMOVILIZACIÓN	ADM	EJERCICIO	PRECAUCIÓN
6-9 MESES				Reincorporación deportiva. Incrementos en participación (Desde $\frac{1}{4}$, $\frac{1}{2}$, $\frac{3}{4}$, participación completa).	Aumentos progresivos y cuidadosos de contacto e impacto.

Nota: ADM: amplitud de movimiento

4.2. Material.

➤ **Cuestionarios: IKDC, Lysholm Score, Tegner Score, LEFS,** (Anexos 2-5 respectivamente).

Estos cuestionarios se utilizaron en la evaluación inicial para valorar el estado de la rodilla según la percepción del paciente. Son escalas subjetivas que enfatizan diversos aspectos acerca de la función de la rodilla en actividades cotidianas y práctica deportiva. La descripción de los mismos se incluye en el apartado 2 de antecedentes y estado de la cuestión (IKDC página 36, Lysholm y Tegner página 37, LEFS página 38).

➤ **Pegatinas.**

Se utilizaron dos apósitos adhesivos (4x6 cm), uno para tapar la cicatriz de la cirugía del miembro operado y otro para colocar en la misma zona del miembro sano.

➤ **Artrómetro KT-1000, Medmetrics, San Diego (USA).**

Un artrómetro (Figura 1) es un instrumento que mide objetivamente el desplazamiento anterior de la tibia respecto al fémur, y se utiliza en las evaluaciones relativas a lesiones y reconstrucciones del LCA. Consta de unas cinchas que permiten ajustarlo a la pierna, y tracciona la tibia anteriormente para cuantificar la cantidad de movimiento en milímetros. La puntuación que proporciona el artrómetro se basa en un índice que compara la laxitud de una pierna respecto a la otra (Columbia, 2009). Se utilizó en la evaluación inicial para evaluar la laxitud midiendo el desplazamiento anterior de la tibia de ambas piernas.



Figura 1. Artrómetro KT-1000, Medmetrics.

➤ **Goniómetro Jamar Samons Preston (UK).**

Un goniómetro (Figura 2) es una herramienta que mide el rango de movimiento articular. Está formado por dos brazos articulados que se unen en el centro de un círculo graduado en 360°. La técnica general de uso consiste en ubicar los brazos del goniómetro sobre el eje medio de los huesos proximal y distal de la articulación a explorar, localizando el centro del goniómetro sobre el eje articular. Se utilizó en la evaluación inicial para medir el rango de movimiento articular de ambas rodillas.



Figura 2. Goniómetro Jamar Samons Preston.

➤ **Tallímetro Seca (UK).**

Un tallímetro (Figura 3) es una escala métrica apoyada sobre un plano vertical y una tabla o plano horizontal, con un cursor deslizante para contactar con la parte superior de la cabeza. Presenta una precisión de 1 milímetro. Se empleó en la evaluación inicial para medir la estatura del sujeto evaluado.



Figura 3. Tallímetro Seca.

➤ **Báscula diagnóstica con sistema de medición por bioimpedancia, modelo MC980, marca Tanita (Japón).**

Una báscula diagnóstica con sistema de medición por bioimpedancia (Figura 4) es un impedancímetro capaz de medir peso y composición corporal, entre otras variables. Realiza un análisis completo en menos de 30 segundos al situarse el sujeto descalzo sobre su base, situando las manos en sus agarres. Se utilizó en la evaluación inicial para medir el peso y el índice de masa corporal (IMC) de cada sujeto.



Figura 4. Báscula diagnóstica con sistema de medición por bioimpedancia.

➤ **Cinta adhesiva.**

Utilizamos una cinta de tela con material adhesivo en una de sus caras, para delimitar espacialmente algunos de los test de la batería (salto horizontal monopodal, carrera de ida y vuelta con cambio de dirección, estrella).

➤ **Trípodes.**

Un trípode es un aparato de tres patas y una parte superior circular o triangular, que permite estabilizar un objeto y evitar el movimiento de este. Se utilizaron dos trípodes para estabilizar el emisor y el receptor de la fotocélula en el test de carrera de ida y vuelta con cambio de dirección.

➤ **Fotocélula Chronojump Boscosystem (España).**

Una fotocélula (Figura 5) es un dispositivo electrónico que permite transformar la energía luminosa en energía eléctrica mediante el efecto fotovoltaico. Presenta un emisor y un receptor. Detecta el movimiento y se utilizan generalmente para medir los tiempos de carrera. Se utilizó en el test de carrera de ida y vuelta con cambio de dirección.



Figura 5. Fotocélula Chronojump Boscosystem.

➤ **Chronopic Chronojump Boscosystem (España).**

Un *chronopic* (Figura 6) es un dispositivo cronométrico que se encarga de cronometrar los cambios de estado del dispositivo de detección. Estos dispositivos de detección fueron la plataforma de contactos y la fotocélula. Se utilizaron dos *chronopics*, uno conectado a la plataforma de contactos y otro conectado a la fotocélula.



Figura 6. Chronopic Chronojump Boscosystem.

➤ **Plataforma de contactos Din A2 Chronojump Boscosystem (España).**

Una plataforma de contactos (Figura 7) es una herramienta que al registrar el tiempo de vuelo y de contacto en los saltos verticales, estima la altura del salto. También se puede utilizar para medir tiempo. Se utilizó para medir altura de salto en el test de salto vertical monopodal con caída previa, y para medir tiempo de ejecución en el test de escalera.

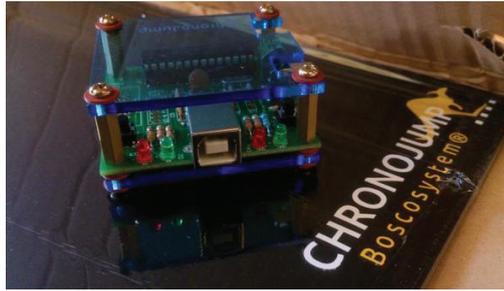


Figura 7. Plataforma de contactos Chronojump BoscoSystem (con chronopic).

➤ **Escalera bariátrica TK (USA).**

Una escalera bariátrica es una estructura constituida por dos escalones, situándose el segundo escalón a una altura de 38 centímetros (Figura 8). Dispone de un agarre. Se utilizó para iniciar el test de salto vertical monopodal con caída previa.



Figura. 8. Escalera bariátrica TK.

➤ **Escalera**

La escalera (Figura 9) consta de 9 espacios entre unas varillas y se utiliza habitualmente para ejercicios de agilidad y coordinación. La utilizamos en el test que consistió en realizar saltos

monopodales a máxima velocidad recepcionando sucesivamente en cada uno de los espacios consecutivos de la escalera.



Figura 9. Escalera.

➤ **Máquina de prensa de pierna con asiento deslizante. Technogym Leg press MED (Italy).**

La máquina de prensa de pierna (Figura 10) es un máquina de pesas con un sistema de poleas que el sujeto utiliza en posición de sentado. Sirve para trabajar principalmente la musculatura del glúteo y del cuádriceps. Posee un asiento móvil que se desplaza durante la ejecución del ejercicio. Presenta una plataforma para el apoyo de los pies. Permite seleccionar la carga a utilizar con una diferencia de peso de 10 kilogramos entre pesas, ajustar la distancia del asiento respecto a la plataforma, la distancia del asiento respecto a la base, así como modificar la inclinación del respaldo. Se utilizó para la realización del protocolo de fatiga.



Figura 10. Máquina de prensa de pierna con asiento deslizante.

➤ **Encoder lineal y DSU MuscleLab Ergotest (Noruega).**

Un encoder lineal (Figura 11) es un dinamómetro que, dentro del contexto deportivo, se utiliza para hacer una medición directa y continua del espacio recorrido y del tiempo de movimiento de una carga externa conocida (peso). Permite mediante cálculos obtener variables como la potencia. La DSU (unidad de sincronización de datos) (Figura 12), sincroniza los datos proporcionados por el dinamómetro y los transmite al ordenador. El encoder lineal y la DSU se utilizaron en el protocolo de fatiga, para obtener datos de potencia en cada salto y poder monitorizar la caída del rendimiento durante el test.



Figura 11. Encoder lineal.



Figura 12. DSU muscle lab.

➤ **Programa informático Chronojump.**

El programa informático Chronojump (Figura 13) lee los datos del *chronopic* y registra diferentes test como saltos, carreras, ritmos y tiempos de reacción. Los test, sujetos y sesiones se guardan en una base de datos. El programa informático incluye la batería de test de Bosco, entre otros test. Además, permite que los usuarios diseñen sus propios test. Se utilizó para registrar los datos de los test de carrera de ida y vuelta con cambio de dirección, test de salto vertical monopodal con caída previa y test de escalera.



Figura 13. Logo del software Chronojump.

➤ **Programa informático Muscledlab.**

El programa informático Muscledlab (Figura 14) registra los datos proporcionados por la DSU. Los test, sujetos y sesiones se guardan en una base de datos. Se utilizó en el protocolo de fatiga para registrar valores de potencia.



Figura 14. Logo del software Muscledlab.

4.3. Procedimiento.

4.3.1. Aprobación del estudio por el comité de ética.

El Leeds East Proportionate Review Committee aprobó el presente estudio, tras la solicitud 13.YH.0343 presentada ante el comité de ética en investigación en salud del NHS (National Health Services) de UK. El comité de ética Leeds East lo lidera la revisora experta Kate Woodrow, miembro del Leeds Teaching Hospital del NHS, en Leeds (UK).

4.3.2. Reclutamiento de la muestra.

El proceso de reclutamiento de pacientes se llevó a cabo en los departamentos de Ortopedia, de Fisioterapia, y en las Clínicas del Deporte del hospital del University College London (UCL). Los pacientes completaron el proceso de rehabilitación de la reconstrucción del LCA en el mismo hospital. Después de comprobar que los participantes cumplían los criterios propuestos, uno de los profesionales del equipo se puso en contacto con los pacientes mediante una carta de invitación y un documento informativo del estudio, para su consideración sobre la participación. Se les proporcionó un margen de tiempo adecuado para considerar la participación y así evitar la coacción (al menos 24 horas). Los participantes podían abandonar el estudio en cualquier momento y sin tener que dar explicación al respecto, y sus datos se eliminarían.

4.3.3. Consentimiento informado.

Se solicitó consentimiento escrito el día del test, y se enfatizó el hecho de que los participantes podrían abandonar el estudio en cualquier momento sin ningún tipo de

inconveniente o repercusión sobre su atención clínica. Se les ofreció la oportunidad de hacer preguntas antes de firmar el consentimiento.

4.3.4. Riesgos, daños y beneficios.

La evaluación de riesgos fue acorde a la normativa de riesgo y seguridad del paciente del University College London Hospital (UCLH) y del Departamento de Fisioterapia. El diseño del presente proyecto minimizó riesgos y protegió a los participantes. Para garantizar la seguridad de los participantes se consideraron los siguientes aspectos:

- Cuidadosa elección de los criterios de inclusión y exclusión de los participantes.
- Los test se detuvieron en caso de presencia de dolor o inestabilidad.
- Se proporcionó suficiente información sobre el estudio a los participantes.
- No se utilizó ninguna técnica invasiva en el estudio.
- Los test realizados eran familiares para los participantes, ya que habían sido realizados en el protocolo estándar de rehabilitación sugerido en el UCLH.
- Los participantes fueron libres de preguntar cualquier duda en cualquier momento del estudio, de forma que el examinador se aseguró de que entendieron claramente las instrucciones de los test.
- Se proporcionó un calentamiento adecuado y familiarización con los test. La mayoría de los test consistieron en actividades familiares para los participantes, por lo que el grado de incertidumbre fue menor.
- Se acondicionó el espacio en el que se realizaron los test, proporcionando una organización eficiente y segura del material utilizado así como del desarrollo de los test.

- Los instrumentos utilizados eran seguros y estaban en buenas condiciones acorde con las directrices de los equipos del UCLH.
- Las sesiones de evaluación fueron supervisadas y dirigidas por profesionales entrenados, incluyendo fisioterapeutas del NHS e investigadores del UCLH (inclusive la estudiante de doctorado de la presente tesis).
- El examinador se preocupó por comunicarse con los participantes para detener el test en caso que fuese necesario.

Por otro lado, la participación en este estudio proporcionó beneficios a los participantes. Se les facilitó información acerca de su recuperación después de la reconstrucción del LCA. Es decir, los participantes recibieron datos sobre su habilidad funcional, fuerza, condición física y recuperación después de la reconstrucción del LCA y de la rehabilitación. Así, se podría intervenir sobre los déficits y colaborar en la prevención de recaída.

4.3.5. Confidencialidad.

La recolección de datos y su gestión siguió la normativa de protección de datos y los procedimientos del UCLH. Se respetó una práctica ética y legal, y toda la información sobre los pacientes se mantuvo en confidencialidad. Se mantuvo el anonimato de los datos mediante la utilización de un número de estudio para cada sujeto, asegurándonos de que la identificación de los participantes no fuese posible. Los datos se transfirieron de Londres a Coruña en archivos protegidos con contraseña y se mantuvieron en anonimato. Los participantes tuvieron conocimiento de que los datos del estudio serían utilizados como parte de una tesis doctoral en

España. En Londres, los datos también permanecen en anonimato encriptados en archivos protegidos por contraseñas, accesibles únicamente por el equipo de investigación del hospital.

4.3.6. Conflictos de interés.

No hubo ningún conflicto de interés en el presente estudio. No se recibió ninguna financiación para realizar este estudio. En cuanto a los resultados de los participantes después del estudio, la información fue proporcionada a través del equipo del hospital.

4.3.7. Proceso de evaluación.

El proceso de evaluación (Figura 15) se llevó a cabo en el gimnasio del ISEH (Institute of Sport Exercise and Health) y consistió en las siguientes fases:

- Consentimiento informado.
- Evaluación inicial basada en una evaluación subjetiva mediante cuestionarios (Anexos 2-5) y una evaluación física.
- Calentamiento y familiarización.
- Batería de test antes del protocolo de fatiga (pre-fatiga).
- Protocolo de fatiga.
- Batería de test después del protocolo de fatiga (post-fatiga).

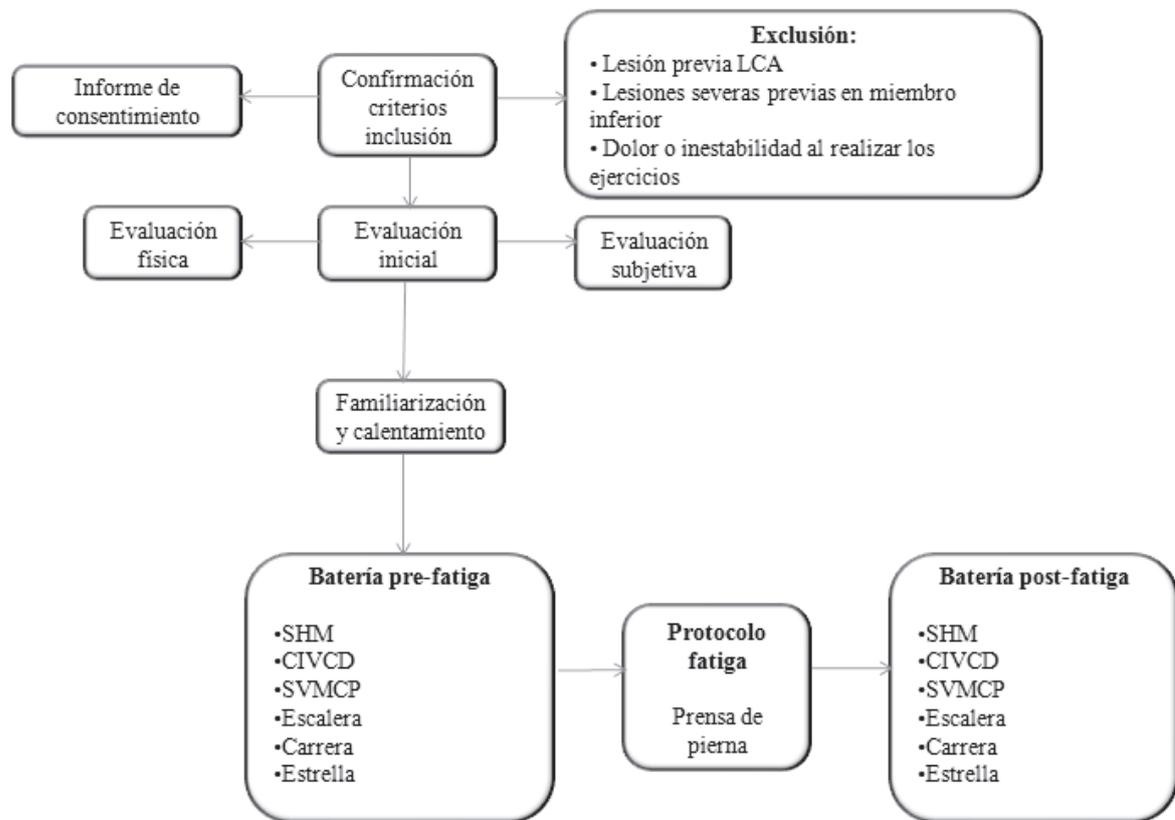


Figura 15. Representación gráfica del proceso de evaluación.

SHM: salto horizontal monopodal; CIVCD: carrera de ida y vuelta con cambio de dirección; SVMCP: salto vertical monopodal con caída previa.

La evaluación inicial consistió en cumplimentar unos cuestionarios (Tegner, IKDC, Lysholm, LEFS) y en una evaluación física realizada por un fisioterapeuta (peso, estatura, índice de masa corporal, laxitud, inflamación, rango de movimiento y fuerza mediante valoración manual). Incluimos la utilización de test subjetivos y evaluaciones clínicas siguiendo las recomendaciones de la literatura (Myer et al., 2006), en correspondencia con la práctica habitual del departamento del UCLH con sus pacientes. La información que nos proporcionó la evaluación inicial nos sirvió para considerar la participación del paciente en el estudio en condiciones seguras, minimizando riesgos y protegiendo a los sujetos. Antes de comenzar el calentamiento, se tapó la

cicatriz de la cirugía con una pegatina y se colocó otra pegatina en la pierna sana, para mantener al examinador ciego respecto a la rodilla operada.

A continuación, se realizó un calentamiento estandarizado y se procedió con la familiarización con el primer test. El calentamiento consistió en 5 minutos de carrera en la cinta a una velocidad moderada, 10 sentadillas incluyendo elevaciones de los talones al final del gesto y 5 CMJ submáximos. La familiarización con cada test se realizó previamente a la toma de datos del test en cuestión. Se le permitió a cada sujeto practicar las tareas hasta que se sintieran cómodos realizándolas. No se les dio instrucción en cuanto a la técnica de carrera o salto para enfatizar la ejecución natural de los sujeto (Chappell et al., 2005).

Los test realizados fueron: salto horizontal monopodal (SHM), carrera de ida y vuelta con cambio de dirección (CIVCD), salto vertical monopodal con caída previa (SVMCP), escalera, carrera y estrella (SEBT). Dichos test fueron realizados antes y después de un protocolo de fatiga, consistente en un ejercicio monopodal repetitivo de simulación de saltos realizados en una máquina de prensa de pierna (siempre en ausencia de dolor). En todos lo test se evaluaron ambos miembros por separado, participando de forma alternativa. Se eligió aleatoriamente el miembro que realizó cada test en primer lugar (con una moneda). El mejor resultado obtenido para cada miembro en cada uno de los test, se utilizó para el análisis (Kong et al., 2012).

4.3.7.1. Batería de test.

La batería de test integró los siguientes test:

- Salto horizontal monopodal (SHM).

- Carrera ida y vuelta con cambio de dirección (CIVCD).
- Salto vertical monopodal con caída previa (SVMCP).
- Escalera
- Carrera.
- Estrella (SEBT).

➤ **Salto horizontal monopodal.**

El sujeto inició el test en apoyo monopodal sobre el miembro a testar, con la parte más distal del primer dedo situada justo detrás de la línea de inicio. A continuación, saltó lo más lejos posible y aterrizó sobre el mismo miembro. Se permitió balancear libremente el miembro no testado para iniciar el test. Las manos se colocaron detrás de la espalda durante la realización de todo el test. Se le pidió realizar un aterrizaje controlado y equilibrado, así como mantener el pie de aterrizaje en el sitio (no se permitieron saltos extra) hasta que el evaluador registrara la posición de aterrizaje (2 segundos), sin apoyar el pie del miembro no testado en ningún momento (Figura 16). De lo contrario, el salto se desechó. La distancia se midió en centímetros desde la parte más distal del primer dedo en el despegue hasta el talón, cuando el sujeto aterrizó (Gustavsson et al., 2006).

Se realizaron 3 saltos válidos por miembro, alternativamente.

El salto horizontal monopodal mide predominantemente la potencia muscular del miembro inferior.

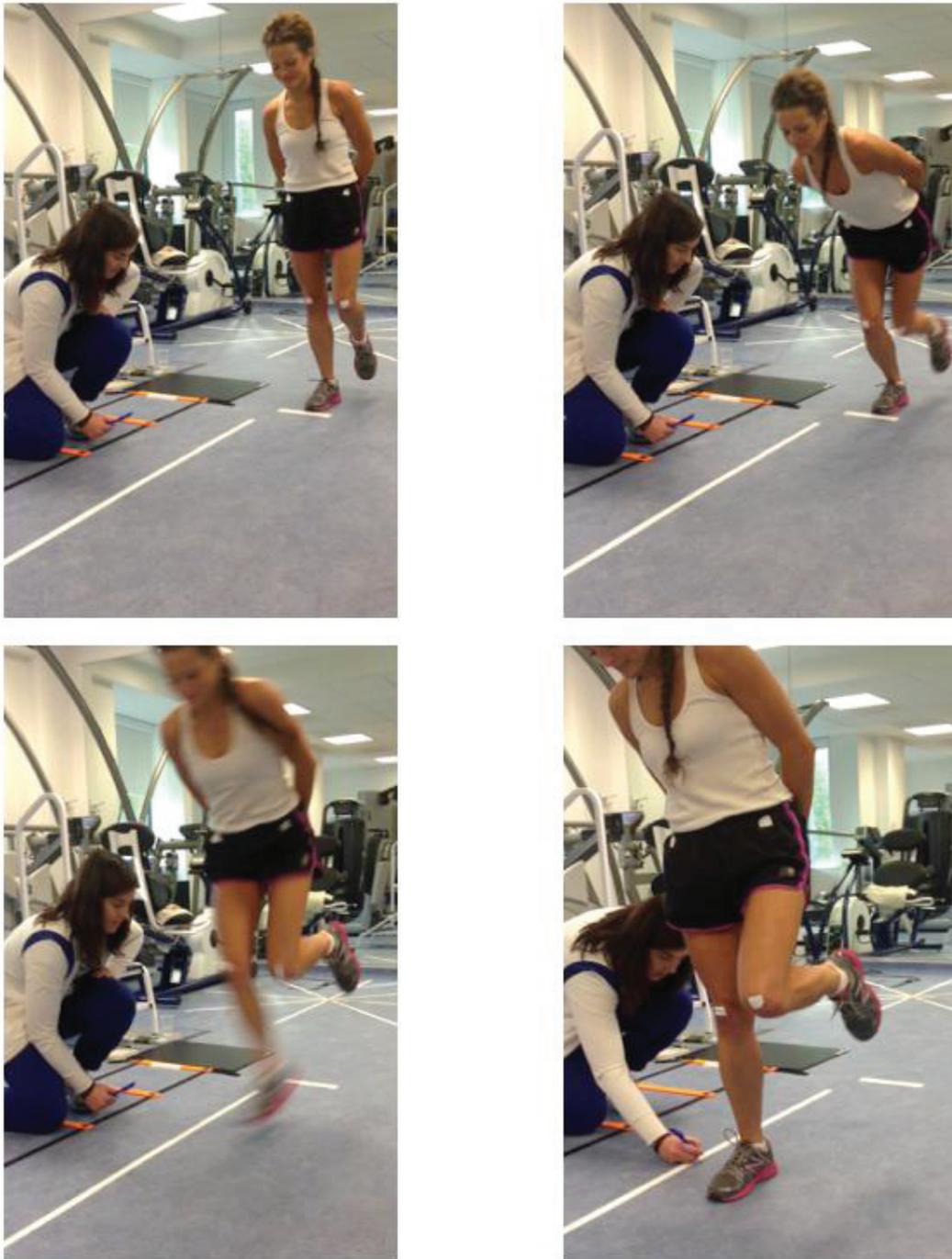


Figura 16. Secuencia de la ejecución del test salto horizontal monopodal.

Observar secuencia de imágenes de izquierda a derecha, de arriba abajo.

4. Material y métodos

➤ **Carrera de ida y vuelta con cambio de dirección.**

Carrera de ida y vuelta a máxima velocidad en una distancia de 6 metros marcada por dos líneas (línea A y línea B), en la que se recorrió una distancia total de 24 metros. El sujeto aceleró desde la línea A hacia la B, donde de repente deceleró para cambiar de dirección y acelerar para regresar al punto A, donde repitió el cambio de dirección (Figura 17). Se completaron dos vueltas (Barber et al., 1990). Cada test supuso 3 cambios de dirección con el miembro a testar, debiéndose cruzar la línea con el pie. De lo contrario, el intento no se contabilizó.

El tiempo del test lo contabilizó una fotocélula situada en un trípode a la altura de la línea A. Por ello, previamente al inicio de la carrera, se situó el pie (y el resto del cuerpo) justo detrás de la línea A, y por lo tanto detrás de la señal de la fotocélula situada a la altura de la línea (Figura 17).

Se realizaron 6 test válidos, 3 veces por miembro alternativamente.

El test CIVCD se compuso de dos habilidades: carrera y cambio de dirección. Para la realización del cambio de dirección se requirió de una acción rápida de frenado (fuerza excéntrica) de la velocidad adquirida en la carrera, y a continuación una aceleración (fuerza concéntrica) para recuperar de inmediato la velocidad de carrera. El test CIVCD mide las fuerzas de aceleración y deceleración típicas de los actividades deportivas (Ko et al., 2012). Se incluye entre los test que miden agilidad, test basados en rápidos cambios de dirección (Sassi et al., 2009).

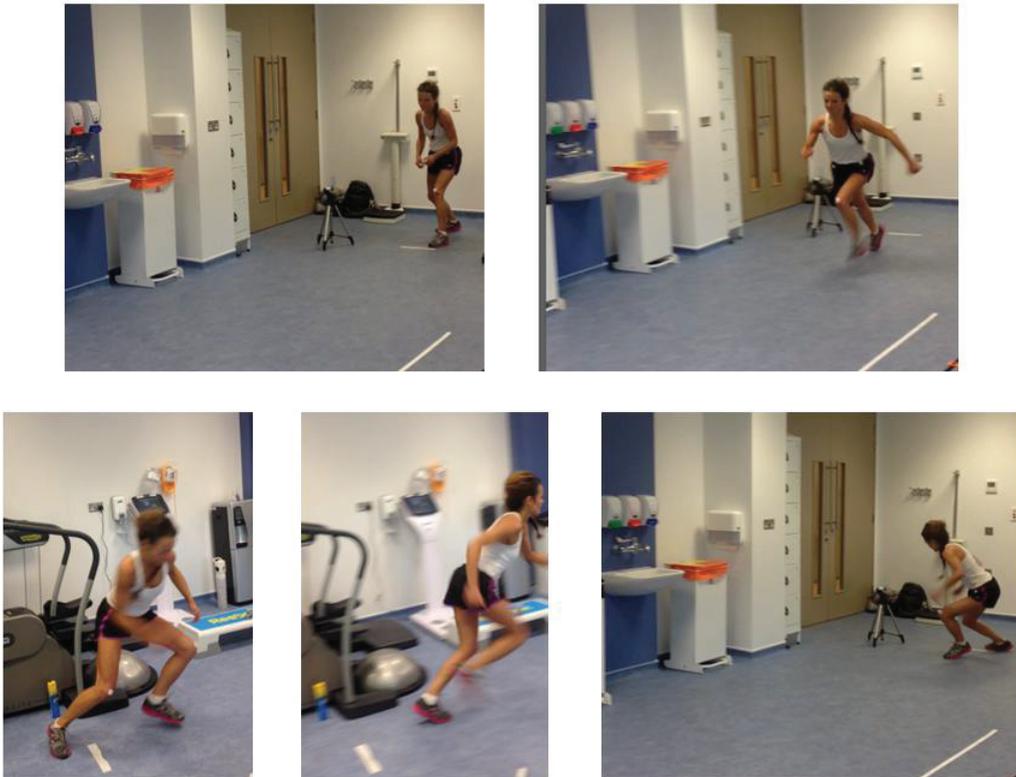


Figura 17. Secuencia de la ejecución del test carrera de ida y vuelta con cambio de dirección. Observar secuencia de imágenes de izquierda a derecha, de arriba abajo.

➤ **Salto vertical monopodal con caída previa.**

El sujeto inició el test de pie subido a una escalera de 40 centímetros (cm) de altura (la escalera de 38 cm de altura se elevó 2 cm mediante una base). Adelantó el pie de salto y se dejó caer sobre una plataforma situada en el suelo en frente de la escalera. Justo después del contacto del pie de salto con la plataforma, realizó un salto vertical monopodal reactivo (tiempo de contacto reducido) lo más alto posible y aterrizó con el mismo pie de salto en la plataforma de nuevo (Ortiz et al., 2007, 2010). En ningún momento el pie no testado pudo tocar la plataforma o

el suelo, por lo que el aterrizaje debió ser estable. Las manos se mantuvieron en la cadera durante todo el test (Figura 18). De lo contrario, el salto no se consideró válido y se desechó.

Se realizaron 5 saltos válidos por miembro alternativamente siguiendo las recomendaciones de la literatura (Ortiz et al., 2007).

El SVMCP mide predominantemente la manifestación reflejo-elástico-explosiva de la fuerza.

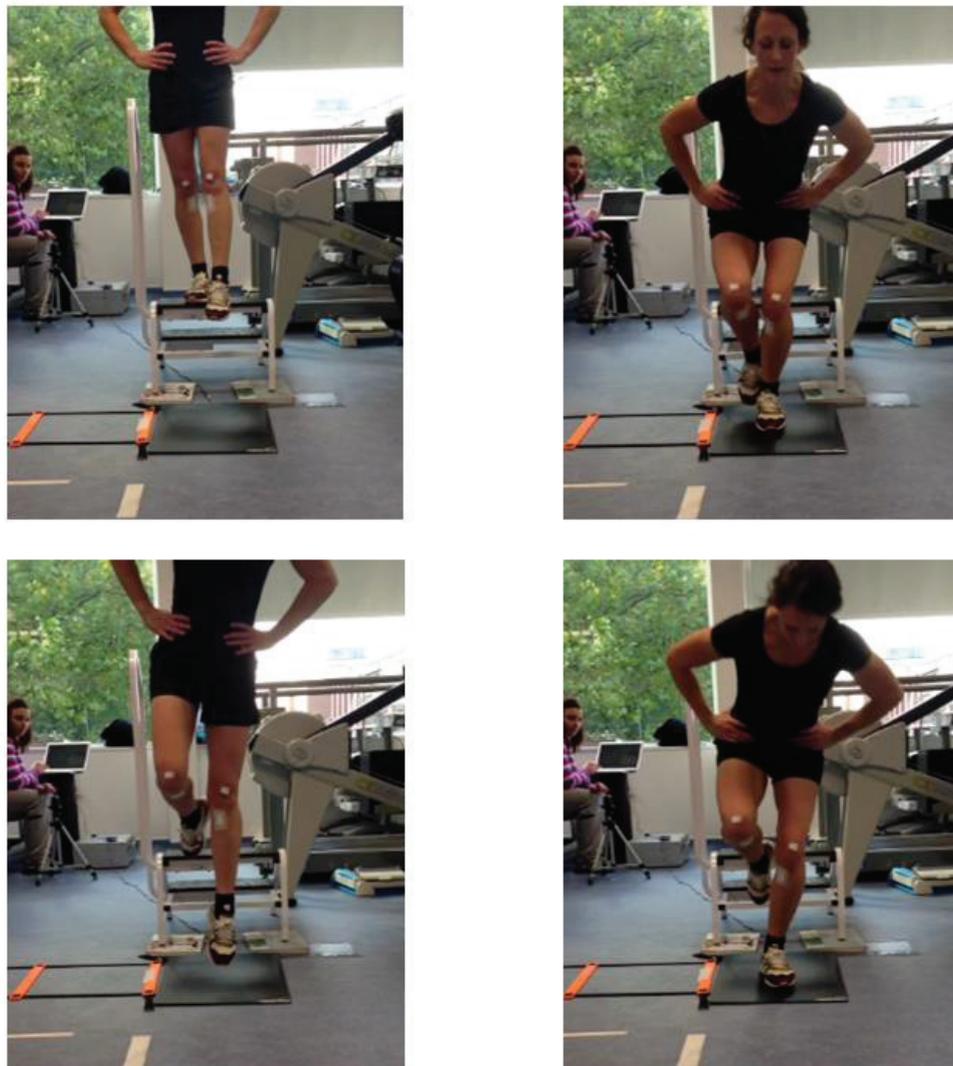


Figura 18. Secuencia de la ejecución del test de salto vertical monopodal con caída previa. Observar secuencia de imágenes de izquierda a derecha, de arriba abajo.

➤ **Escalera.**

El test consistió en repetidos saltos monopodales realizados a lo largo de una escalera, utilizada habitualmente en el deporte para la realización de ejercicios de coordinación y agilidad. La posición inicial fue en apoyo monopodal sobre el miembro de salto encima de la plataforma de saltos, y las manos en la cadera. A la señal sonora, abandonar la plataforma y recorrer la escalera realizando saltos lo más rápido posible, apoyando el pie consecutivamente en los huecos de la escalera sin tocar la misma. Al final de la escalera girar 180° manteniendo el apoyo monopodal y realizar el recorrido de vuelta de la misma manera, hasta contactar de nuevo la plataforma con el pie de salto. En ningún momento del test el pie del miembro no testado pudo tocar el suelo. El test se realizó descalzo para evitar que las diferencias entre las zapatillas de cada sujeto interfirieran en los resultados (Figura 19).

Se realizaron 6 test válidos, 3 veces por miembro alternativamente.

El propósito de este test es obtener el menor tiempo de contacto en cada salto para avanzar lo más rápido a lo largo de la escalera, lo que requiere de una alta reactividad en la acción. Mide predominantemente la velocidad gestual.

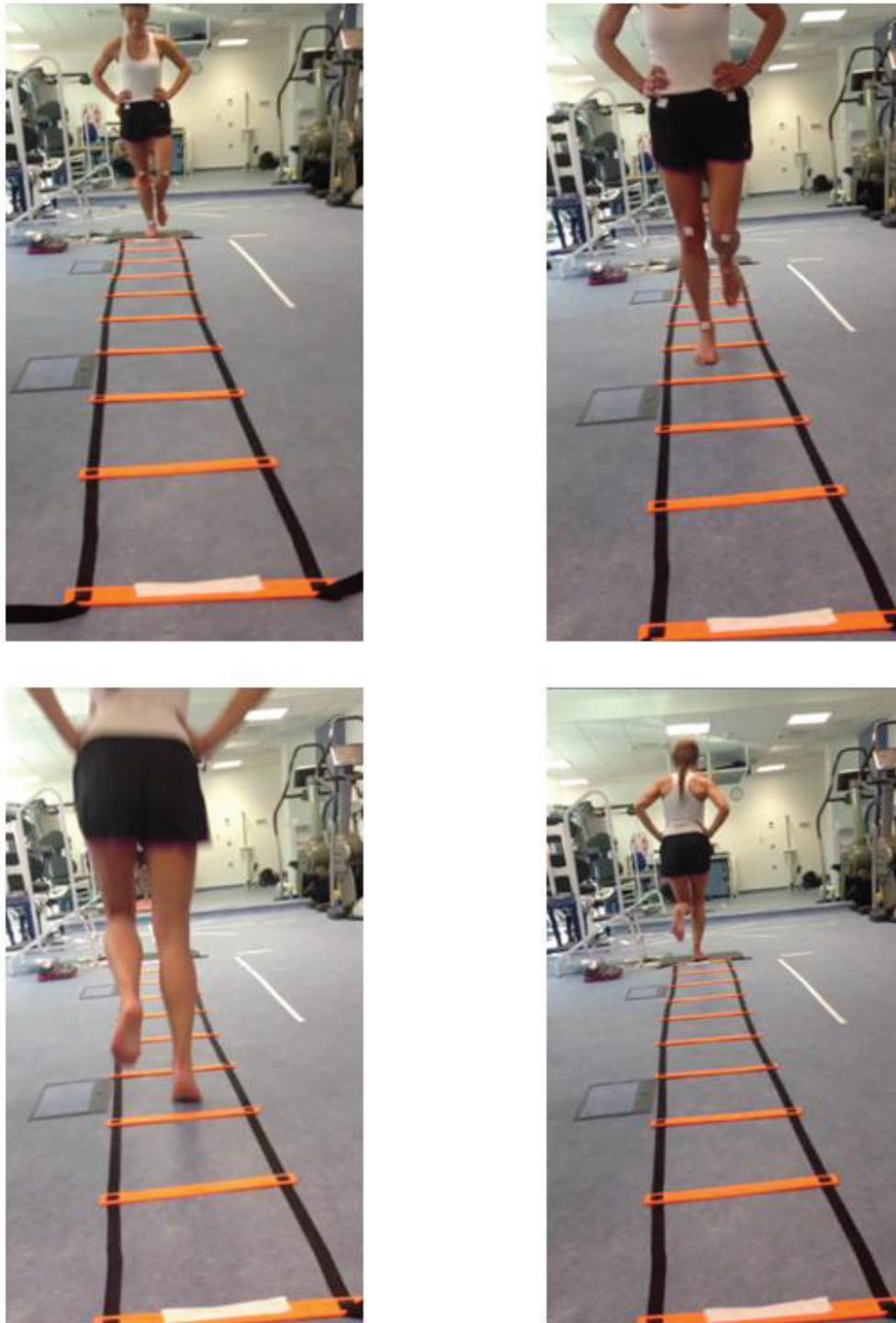


Figura 19. Secuencia de la ejecución del test de escalera.

Observar secuencia de imágenes de izquierda a derecha, de arriba abajo.

4. Material y métodos

➤ **Carrera.**

Se le pidió al sujeto que corriera descalzo en una cinta con plataforma de fuerzas integrada (Figura 20). El test tuvo una duración de 2 minutos, corriendo durante 1 minuto a velocidad media y un minuto a velocidad rápida. Las velocidades se adaptaron a cada sujeto. La velocidad lenta se correspondió con aquella velocidad a la que el sujeto pasaba de marcha a carrera y mantenía una carrera cómoda y natural. La velocidad rápida se correspondió con una velocidad de carrera alta que el sujeto podía mantener alrededor de un minuto como máximo, pero siempre en condiciones de seguridad y manteniendo una carrera cómoda y natural. La cinta tiene una plataforma de fuerzas integrada que registra diferentes variables relativas a las fases de apoyo y de vuelo de la carrera del sujeto. Las velocidades requeridas se obtuvieron de forma progresiva para todos los sujetos de la misma manera. Además, se grabó en vídeo la ejecución en el plano frontal desde una vista posterior, para el análisis de ángulos del retropié.

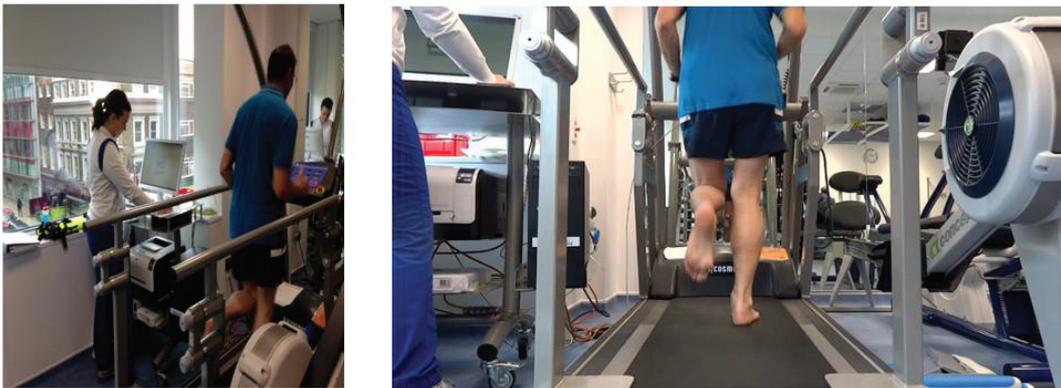


Figura 20. Secuencia carrera.

➤ **Estrella.**

Este test se conoce en bibliografía como el SEBT o Star Excursion Balance Test. Se basa en una serie de sentadillas monopodales sobre un miembro mientras que se intenta un alcance máximo con el otro miembro a lo largo de 1 de las 8 líneas descritas en el suelo, en diferentes direcciones formando una estrella (Figura 21). Dichas líneas, de 120 cm de largo, se extienden desde un punto céntrico y se disponen a 45° una de la otra. Cada dirección a alcanzar requiere la combinación de movimientos en los diferentes planos. Las direcciones se denominan en orientación respecto al miembro de apoyo como: anterior, antero-lateral, lateral, postero-lateral, posterior, postero-medial, medial y antero-medial. El objetivo de la tarea es mantener estable el miembro de apoyo mientras el otro miembro intenta realizar el máximo alcance sobre la línea de una de las 8 direcciones. Se toca ligeramente la línea con la parte más distal del pie, que intenta realizar el máximo alcance sin apoyar el peso del cuerpo. A continuación, el miembro móvil recupera la posición inicial hacia el punto central en el que se originan todas las líneas, retomando un apoyo bilateral.

Se realizaron 3 intentos válidos seguidos con cada miembro para cada dirección. Si el individuo contactaba la línea vigorosamente o cargaba el peso de su cuerpo, o desplazaba/elevaba el pie de apoyo, el intento no se consideró completo y se desechó. Por lo tanto, el resultado de la ejecución del test de estrella fue la distancia de alcance obtenida por el sujeto en las diferentes direcciones respetando las normas del test.

El test de estrella o SEBT mide predominantemente el equilibrio dinámico.



Figura 21. Ejecución del test de estrella o Star Excursion Balance Test.

Los test de la batería se dispusieron en el orden mencionado (Figuras 22 y 23) habiendo considerado el tipo de esfuerzo que requería cada test, para que en la evaluación post-fatiga el nivel de fatiga se mantuviera de la forma más homogénea posible. Por ejemplo, el test de estrella se dispuso de último ya que, siendo relativamente estático y de mayor duración, posibilitaría una caída en el nivel de fatiga. Entre los dos test de salto se introdujo el test de carrera con cambio de dirección por ser más dinámico, y antes del test de estrella (más estático) se realizó el de carrera. La disposición de los 3 últimos test también dependió del hecho de que se realizaron descalzos (para evitar pérdidas de tiempo calzando y descalzando). Los test se realizaron con o sin calzado en correspondencia con los protocolos de test descritos en estudios previos.

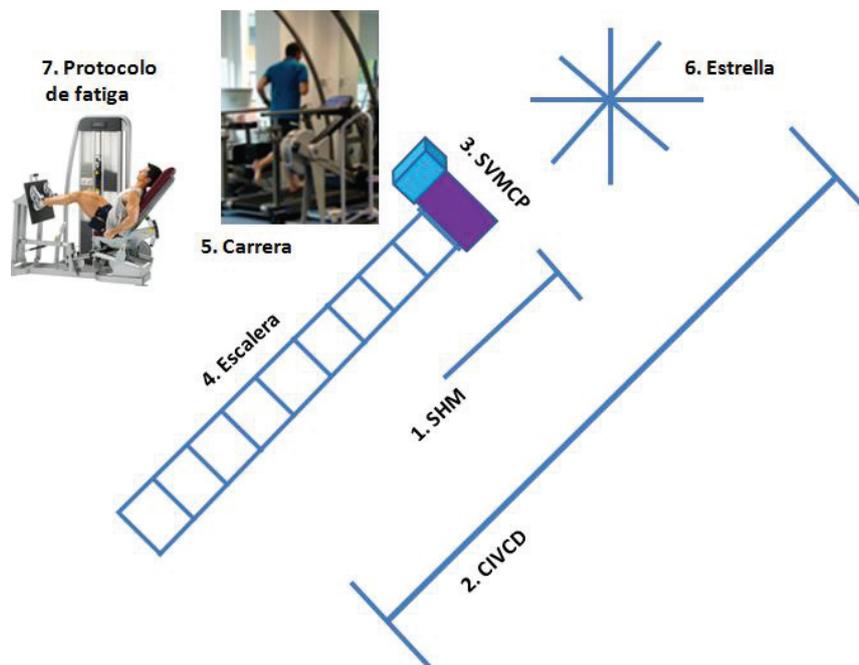


Figura 22. Distribución espacial de los test de la batería.

SHM: salto horizontal monopodal; CIVCD: carrera de ida y vuelta con cambio de dirección; SVMCP: salto vertical monopodal con caída previa.



Figura 23. Distribución espacial de los test de la batería.

Salto horizontal monopodal (1); carrera de ida y vuelta con cambio de dirección (2); salto vertical monopodal con caída previa (3); escalera (4); carrera (5); estrella (6); prensa de pierna del protocolo de fatiga (7).

4.3.7.2. Batería de test pre-fatiga

En la evaluación previa al protocolo de fatiga se concedieron tiempos de recuperación entre cada repetición con intención de evitar, en la medida de lo posible, la acumulación de fatiga. La familiarización con cada test se hizo inmediatamente antes de la realización del test (Figura 24).

La situación denominada pre-fatiga se refiere a la evaluación previa al protocolo de fatiga, lo que no garantiza una ausencia total de fatiga. A pesar de que en la evaluación pre-fatiga se proporcionaron tiempos de recuperación entre repeticiones, a diferencia de la evaluación post-fatiga en la que se limitaron, los tiempos de recuperación permitidos no se corresponden con recuperaciones completas, ya que si así fuese, la duración de la batería se haría inmanejable, especialmente para poder contar con la disponibilidad de participación de los sujetos.

Las duraciones de los test dependieron de las diferencias en la ejecución de cada sujeto, por lo tanto las duraciones indicadas son aproximadas (Tabla 4). La duración total de la batería pre-fatiga fue de 39 minutos y 56 segundos, aproximadamente (Figura 24).

Tabla 4. Duración de los test de la batería pre-fatiga.

TEST	DURACIÓN DE LA FAMILIARIZACIÓN	DURACIÓN POR REPETICIÓN	DESCANSO POR REPETICIÓN	TOTAL DE REPETICIONES	DURACIÓN DEL TEST	DURACIÓN TOTAL DEL TEST
SHM	2 min	5 sg	15 sg	6	2 min	4 min
CIVCD	3 min	10 sg	20 sg	6	3 min	6 min
SVMCP	2 min	5 sg	15 sg	10	3 min 20 sg	5 min 20 sg
ESCALERA	3 min	10 sg	20 sg	6	3 min	6 min
CARRERA	3 min	2 min	3 min	1	5 min	8 min
ESTRELLA	5 min	7 sg	0	48	5 min 36 sg	10 min 36 sg

Notas: SHM: salto horizontal monopodal; CIVCD: carrera de ida y vuelta con cambio de dirección; SVMCP: salto vertical monopodal con caída previa.

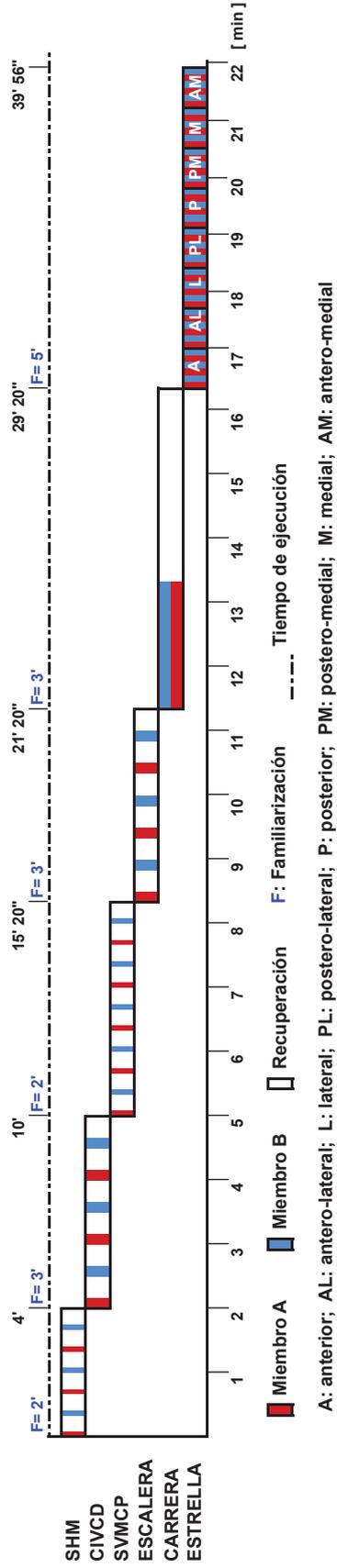


Figura 24. Desarrollo del protocolo pre-fatiga.

Desarrollo de la batería pre-fatiga en el tiempo, con la sucesión ordenada de los test correspondientes (SHM: salto horizontal monopodal; CIVCD: carrera de ida y vuelta con cambio de dirección; SVMCP: salto vertical monopodal con caída previa). Se indica la intervención alternativa de cada uno de los miembros, diferenciando la duración de ejecución y de recuperación de cada uno de ellos. El eje horizontal del gráfico se corresponde con la duración de los test excluyendo los tiempos de familiarización, y el eje horizontal discontinuo indica la duración sumando dichos tiempos. En este último eje, se indican las duraciones de los periodos de familiarización proporcionados antes de la evaluación de cada test.

4.3.7.3. Protocolo de fatiga

El test de fatiga consistió en la realización de contracciones musculares en una máquina de prensa de pierna con asiento móvil, simulando una acción de salto monopodal. El diseño del protocolo se basó en el cumplimiento de 3 condiciones:

- Realizar una acción funcional: la acción de salto es un gesto común en el deporte, y el hecho de simularlo en una máquina de prensa de pierna permite minimizar la influencia del aspecto técnico en la ejecución.
- Individualizar la carga a utilizar para cada sujeto: se realizó un pre-test previo al test de fatiga, que nos permitió disponer de un criterio de individualización de la carga a utilizar con cada sujeto durante el test de fatiga.
- Obtener información objetiva del estado de fatiga: simultáneamente a la realización del test de fatiga, la utilización de un encoder lineal nos permitió obtener datos de caída de potencia y objetivizar así el nivel de fatiga.

En cuanto a la descripción del acto motor, basado en una simulación de un salto, la posición inicial del sujeto en el test es sentado en el asiento, con la espalda totalmente apoyada en el respaldo, con el pie del miembro a testar apoyado en la plataforma, manteniendo una flexión de cadera, rodilla y tobillo de 90° (el asiento era ajustable). El miembro contralateral se posiciona con cadera y rodilla flexionada para evitar su intervención durante el test. Las manos se colocan en los agarres de la máquina. La ejecución del test se inicia con una rápida triple extensión (cadera, rodilla, tobillo) para simular un salto que conlleve el despegue del pie de la plataforma, permitido por el desplazamiento posterior del asiento móvil (Figura 25). Tras la fase de

extensión del “salto”, se recepciona sobre la plataforma con el antepié, decelerando la acción hasta de nuevo alcanzar una flexión de rodilla de unos 90 grados, momento en el que se vuelve a repetir la acción de “salto” de forma reactiva (rápida transición de fase excéntrica a concéntrica), y así sucesivamente hasta completar el número de acciones que corresponda en el pre-test y en el test de fatiga.

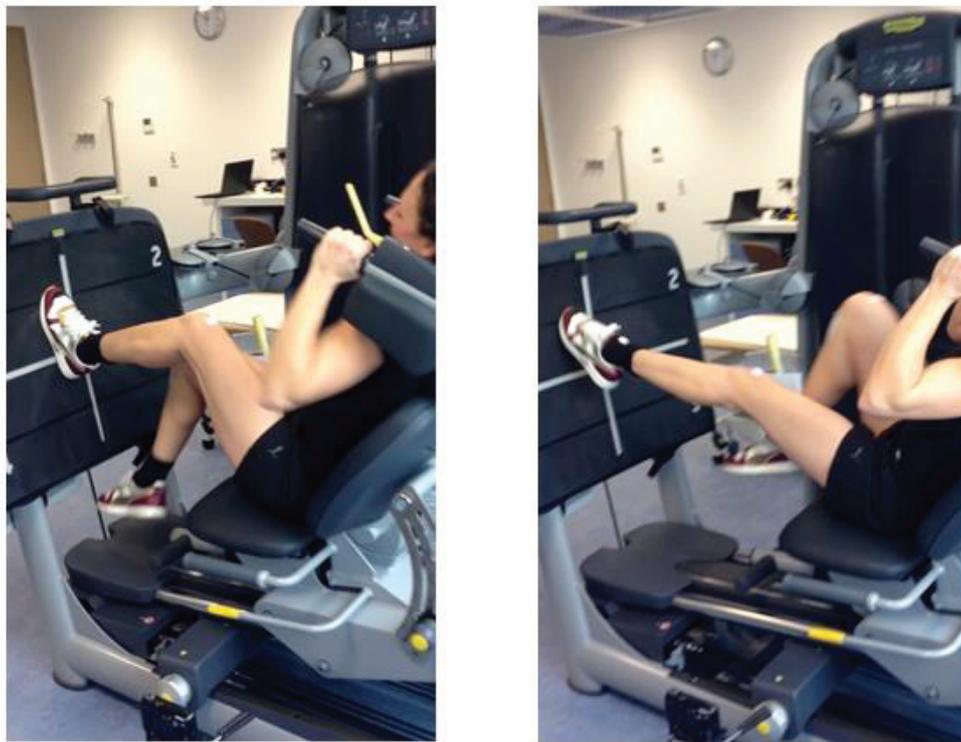


Figura 25. Secuencia de la ejecución del test de prensa de pierna monopodal.

La prueba de fatiga se subdividió en dos fases: pre-test y test de fatiga (Tabla 5). Para la realización del pre-test, en primer lugar el sujeto se familiarizó con el gesto a ejecutar probando con diferentes cargas, lo que permitió determinar una carga de referencia a utilizar a continuación. El pre-test consistió en un test de potencia en la máquina de prensa, de tipo

concéntrico-excéntrico, registrado con el encoder MuscleLab. Se realizaron 4 series de 4-6 repeticiones con cada miembro, con un incremento por serie de 10 kg, recuperando 25 segundos entre series. Para la realización de cada serie intervinieron los miembros de forma alternativa. Durante la familiarización se estimó cuál era la mayor carga con la que el sujeto podría realizar 4 repeticiones del test como máximo, manteniendo la velocidad de ejecución. Tomando como referencia esa carga, las otras 3 cargas utilizadas en el pre-test fueron las cargas menores consecutivas de las que disponía la máquina, con una diferencia entre ellas de 10 kg. La ejecución del pre-test se inició con la menor carga, continuando secuencialmente con el resto de las cargas. Por ejemplo, si la carga más alta con la que se estimó que el sujeto podría hacer 4 repeticiones como máximo fue 45 kg, las cargas utilizadas en el pre-test fueron 15, 25, 35, 45 kg, en el orden mencionado. Se realizaron mínimo 4 repeticiones y hasta 6 si se observaba que la potencia seguía incrementándose en cada repetición. La repetición correspondiente a un mayor valor de potencia, para cada carga y miembro, se utilizó para el análisis.

Como se comentó anteriormente, la carga a utilizar en el test de fatiga se adaptó a los niveles de fuerza de cada sujeto con intención de homogeneizar, en la medida de lo posible, el test. Para ello, mediante el análisis del pre-test realizado con el MuscleLab, obtuvimos los valores de la potencia media máxima del sujeto de cada miembro, así como la carga correspondiente a ese valor de potencia. En base a estos datos, en el test de fatiga se utilizó la mitad de la carga con la que el sujeto alcanzó su potencia media máxima y su valor de potencia correspondiente para el sujeto en cuestión, para cada uno de sus miembros. El proceso de revisión de estos datos no superó los 2 minutos de duración previamente al inicio del test de fatiga.

Una vez determinada la carga, se inició el test de fatiga, consistente en un test de resistencia muscular a realizar en la máquina de prensa con el mismo patrón motor de simulación de salto que se describió anteriormente. El sujeto realizó la acción, con cada una de sus extremidades por separado, hasta que no pudo seguir saltando o cuando el rendimiento cayó cierto porcentaje. Se estableció de forma predeterminada en el programa informático del MuscleLab, que ante la tercera repetición consecutiva que se registrara una caída de un 30% de la potencia media máxima (valor de potencia correspondiente a la carga con la que se está ejecutando, determinado en el pre-test), se finalizaría el test. Se siguió la tendencia de estudios previos, que definieron fatiga como la reducción en la habilidad de los músculos para producir fuerza (Barry & Enoka, 2007), o como el momento de agotamiento volitivo del sujeto (Chappell et al., 2005; Hartigan et al., 2010; Nyland et al., 1999; Tjomsland, Ljunggren, & Ekeland, 1999).

Tabla 5. Duración del protocolo de fatiga.

TEST	DURACIÓN DE LA FAMILIARIZACIÓN	DURACIÓN POR SERIE	RECUPERACIÓN ENTRE SERIE	TOTAL DE SERIES	DURACIÓN DEL TEST	DURACIÓN TOTAL
PRE-TEST	3 min	5 sg	25 sg	8	4 min	7 min
REVISIÓN						1 min 35sg*
TEST DE FATIGA		1 min	1 min	2	3 min	3 min

*La revisión de los datos se inició en la última recuperación del pre-test, por lo que el tiempo total del que se dispuso para tal fin fue de dos minutos aproximadamente (25''+1'35''). Las duraciones son aproximadas.

La elección del miembro que ejecutó primero se realizó aleatoriamente. El tiempo de recuperación entre la ejecución de un miembro y otro fue de un minuto. Cada sujeto y grupo de muestra registró diferentes duraciones en la realización del test de fatiga, tanto con el miembro

aventajado como con el desaventajado. Lógicamente, la duración del test fue proporcional al número de repeticiones realizadas por los sujetos (Tabla 6).

Tabla 6. Duración y número de repeticiones del test de fatiga.

	DURACION MA	DURACION MD	REPETICIONES MA	REPETICIONES MD
LCAOD	49,14 ±12,06	59,95 ±22,55	39,38 ±9,66	45,00 ±12,64
LCAOND	45,44 ±15,67	42,85 ±16,23	35,56 ±14,57	33,66 ±13,63
Control	65,11 ±18,56	64,66 ±22,18	47,87 ±13,76	50,71 ±20,92

Notas: MA: miembro aventajado; MD: miembro desaventajado; LCA OD: operados de LCA en su miembro dominante, LCAOND: operados de LCA en su miembro no dominante. Se muestran medias y desviaciones típicas. Duración expresada en segundos.

A continuación (Figura 26), se representa el desarrollo del protocolo con la sucesión del pre-test y del test de fatiga. La duración total del protocolo de fatiga fue de 11 minutos y 35 segundos.

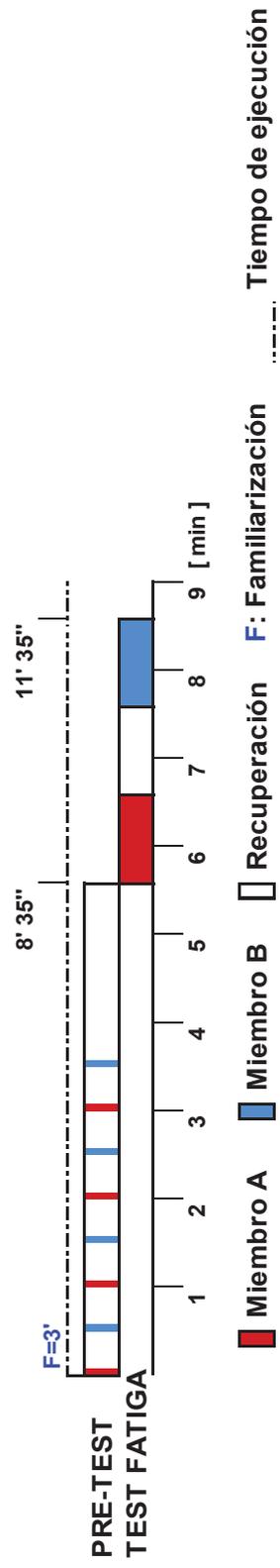


Figura 26. Desarrollo del protocolo de fatiga.

Se indica la intervención alternativa de cada uno de los miembros, diferenciando la duración de ejecución y de recuperación de cada uno de ellos. El eje horizontal del gráfico se corresponde con la duración de los test excluyendo los tiempos de familiarización, y el eje horizontal discontinuo indica la duración sumando dichos tiempos.

4.3.7.4. Batería de test post-fatiga

El proceso completo de evaluación consistió en la realización de la batería pre-fatiga, del protocolo de fatiga y por último, de la batería post-fatiga (Figura 27). En cuanto se finalizó el test de fatiga, sin tiempo de recuperación, se procedió a realizar la batería funcional. Con intención de igualar los tiempos de recuperación de cada miembro, y conservar el mismo nivel de fatiga en ambos en el momento de realizar la batería, el miembro que realizó el test de fatiga en primer lugar, fue el primero en comenzar el protocolo post-fatiga. En el salto horizontal monopodal post-fatiga, la extremidad que realizó el test de fatiga en primer lugar, realizó los 3 saltos de forma consecutiva. A continuación, se concedió un minuto de recuperación previamente a la intervención del segundo miembro, con intención de igualar su tiempo de recuperación por haber sido fatigado en segundo lugar.

En la evaluación posterior al protocolo de fatiga, los tiempos entre repeticiones se redujeron al mínimo tiempo que el sujeto necesitara para prepararse y estar en disposición de realizar la siguiente repetición, con intención de conservar el efecto de la fatiga. Las duraciones de los test dependieron de las diferencias en la ejecución de cada sujeto, por lo tanto las duraciones indicadas son aproximadas (Tabla 7).

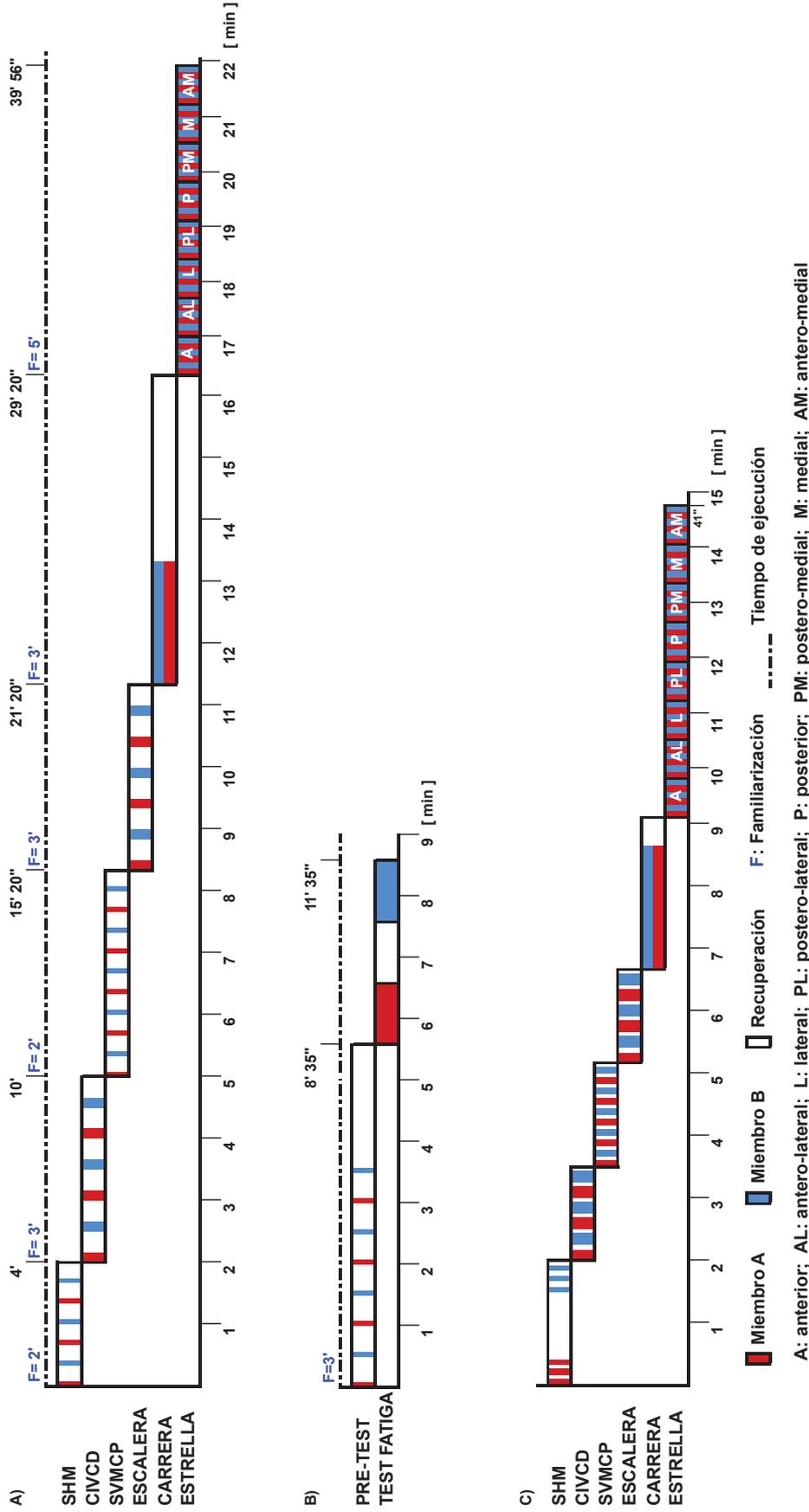


Figura 27. Desarrollo del proceso de evaluación funcional: batería pre-fatiga (A), protocolo de fatiga (B) y por último, la batería post-fatiga (C).

Se indica la intervención alternativa de cada uno de los miembros, diferenciando la duración de ejecución y de recuperación de cada uno de ellos. El eje horizontal del gráfico se corresponde con la duración de los test excluyendo los tiempos de familiarización, y el eje horizontal discontinuo indica la duración sumando dichos tiempos. En la batería post-fatiga no hubo familiarización. SHM: salto horizontal monopodal; CIVCD: carrera de ida y vuelta con cambio de dirección; SVMCP: salto vertical monopodal con caída previa.

4. Material y métodos

Tabla 7. Duración de los test de la batería post-fatiga.

TEST	DURACIÓN POR REPETICIÓN	TIEMPO ENTRE REPETICIONES	TOTAL DE REPETICIONES	DURACIÓN TOTAL DEL TEST
SHM	5 sg	5 sg	6	1 min *
CIVCD	10 sg	5 sg	6	1 min 30 sg
SVMCP	5 sg	5 sg	10	1 min 40 sg
ESCALERA	10 sg	5 sg	6	1 min 30 sg
CARRERA	2 min	25 sg	1	2 min 25 sg
ESTRELLA	7 sg	0	48	5 min 36 sg

Nota: *A añadir 1 minuto de recuperación tras finalizar la evaluación del SHM del primer miembro.

SHM: salto horizontal monopodal; CIVCD: carrera de ida y vuelta con cambio de dirección; SVMCP: salto vertical monopodal con caída previa.

4.3.8. Variables del estudio.

Las variables analizadas fueron:

- Longitud de salto horizontal monopodal: distancia medida desde la punta de pie en el despegue hasta el talón en el aterrizaje. Expresada en centímetros.
- Tiempo en carrera de ida y vuelta con cambio de dirección: duración del recorrido de los 24 metros del test, contabilizada desde el momento de interacción con la fotocélula en el inicio del test hasta volver a interrumpir la señal de la fotocélula al final del test. Expresado en segundos.
- Altura de salto vertical monopodal con caída previa: altura de salto vertical estimada en función de los tiempos de contacto y el tiempo de vuelo. Expresada en centímetros.

- Tiempo en la escalera: duración del recorrido de ida y vuelta a lo largo de la escalera, contabilizado desde el inicio del test cuando el sujeto abandona la plataforma de saltos hasta que la vuelve a contactar tras realizar el recorrido. Expresado en segundos.
- Distancia de alcance en el test de estrella en su dirección anterior: distancia desde el punto central de la estrella hasta el máximo alcance obtenido por el miembro a testar en la dirección anterior del test. Expresada en centímetros.
- Distancia de alcance en el test de estrella en su dirección antero-lateral: distancia desde el punto central de la estrella hasta el máximo alcance obtenido por el miembro a testar en la dirección antero-lateral del test. Expresada en centímetros.
- Distancia de alcance en el test de estrella en su dirección lateral: distancia desde el punto central de la estrella hasta el máximo alcance obtenido por el miembro a testar en la dirección lateral del test. Expresada en centímetros.
- Distancia de alcance en el test de estrella en su dirección postero-lateral: distancia desde el punto central de la estrella hasta el máximo alcance obtenido por el miembro a testar en la dirección postero-lateral del test. Expresada en centímetros.
- Distancia de alcance en el test de estrella en su dirección posterior: distancia desde el punto central de la estrella hasta el máximo alcance obtenido por el miembro a testar en la dirección posterior del test. Expresada en centímetros.
- Distancia de alcance en el test de estrella en su dirección postero-medial: distancia desde el punto central de la estrella hasta el máximo alcance obtenido por el miembro a testar en la dirección postero-medial del test. Expresada en centímetros.

- Distancia de alcance en el test de estrella en su dirección medial: distancia desde el punto central de la estrella hasta el máximo alcance obtenido por el miembro a testar en la dirección medial del test. Expresada en centímetros.
- Distancia de alcance en el test de estrella en su dirección antero-medial: distancia desde el punto central de la estrella hasta el máximo alcance obtenido por el miembro a testar en la dirección antero-medial del test. Expresada en centímetros.
- Potencia media máxima en la prensa pierna: valor medio máximo de fuerza por unidad de tiempo, estimado por el programa informático MuscleLab en base a datos previos de potencia media máxima calculados en un pre-test con 4 cargas diferentes 10 kg entre sí consecutivamente.
- LSI salto horizontal: longitud de salto horizontal de la extremidad desaventajada dividida entre la longitud de salto horizontal de la extremidad aventajada y multiplicada por 100.
- LSI carrera ida y vuelta con cambio de dirección: tiempo en carrera de ida y vuelta con cambio de dirección de la extremidad desaventajada dividido entre el tiempo en carrera de ida y vuelta con cambio de dirección de la extremidad aventajada y multiplicado por 100.
- LSI salto vertical monopodal con caída previa: Altura de salto vertical monopodal con caída previa de la extremidad desaventajada dividida entre la altura de salto vertical monopodal con caída previa de la extremidad aventajada y multiplicada por 100.
- LSI escalera: tiempo en la escalera de la extremidad desaventajada dividido entre el tiempo en la escalera de la extremidad aventajada y multiplicado por 100.

- LSI test de estrella en su dirección anterior: distancia de alcance en el test de estrella en su dirección anterior de la extremidad desaventajada dividida entre la distancia de alcance en el test de estrella en su dirección anterior de la extremidad aventajada y multiplicada por 100.
- LSI test de estrella en su dirección antero-lateral: distancia de alcance en el el test de estrella en su dirección antero-lateral de la extremidad desaventajada dividida entre la distancia de alcance en el test de estrella en su dirección antero-lateral de la extremidad aventajada y multiplicada por 100.
- LSI test de estrella en su dirección lateral: distancia de alcance en el test de estrella en su dirección lateral de la extremidad desaventajada dividida entre la distancia de alcance en el test de estrella en su dirección lateral de la extremidad aventajada y multiplicada por 100.
- LSI test de estrella en su dirección postero-lateral: distancia de alcance en el test de estrella en su dirección postero-lateral de la extremidad desaventajada dividida entre la distancia de alcance en el test de estrella en su dirección postero-lateral de la extremidad aventajada y multiplicada por 100.
- LSI test de estrella en su dirección posterior: distancia de alcance en el test de estrella en su dirección posterior de la extremidad desaventajada dividida entre la distancia de alcance en el test de estrella en su dirección posterior de la extremidad aventajada y multiplicada por 100.
- LSI test de estrella en su dirección postero-medial: distancia de alcance en el test de estrella en su dirección postero-medial de la extremidad desaventajada dividida entre

la distancia de alcance en el test de estrella en su dirección postero-medial de la extremidad aventajada y multiplicada por 100.

➤ LSI test de estrella en su dirección medial: distancia de alcance en el test de estrella en su dirección medial de la extremidad desaventajada dividida entre la distancia de alcance en el test de estrella en su dirección medial de la extremidad aventajada y multiplicada por 100.

➤ LSI test de estrella en su dirección antero-medial: distancia de alcance en el test de estrella en su dirección antero-medial de la extremidad desaventajada dividida entre la distancia de alcance en el test de estrella en su dirección antero-medial de la extremidad aventajada y multiplicada por 100.

➤ LSI en la prensa de pierna: potencia media máxima en la prensa de la extremidad desaventajada dividida entre la potencia media máxima en la prensa de la extremidad aventajada y multiplicada por 100.

4.4. Procedimiento estadístico.

Para el análisis estadístico procesamos los datos en el programa informático SPSS 21.0 bajo licencia de la Universidade da Coruña. Se realizó un análisis ANOVA de medidas repetidas de 3 factores, en el que se analizaron para cada uno de los test los efectos del momento de la evaluación (dos niveles: pre y post-fatiga), del miembro ejecutante (dos niveles: miembro aventajado y miembro desaventajado) y del grupo de muestra (3 niveles: grupo control, grupo operados del LCA en su miembro dominante, grupo operados del LCA en su miembro no dominante). Para el test de estrella, se analizó también el efecto de la dirección del test. Además se estudiaron sus respectivas interacciones inter e intra-sujetos.

Se compararon los dos miembros entre sí, el miembro aventajado (MA) respecto al desaventajado (MD), para cada variable. En los pacientes, el MA fue el miembro sano y el MD el miembro operado. En los controles, el MA fue el miembro dominante (el miembro favorito de salto) y el MD el miembro no dominante. Se compararon las evaluaciones pre-fatiga y post-fatiga, para conocer el efecto del momento de evaluación sobre la asimetría en la ejecución de los sujetos en las diferentes variables. Además, se comparó la ejecución de los 3 grupos de muestra (controles, operados del miembro dominante, operados del miembro no dominante). Las variables se expresan tanto en valores absolutos como relativos (LSI), siguiendo las recomendaciones de los miembros del European Board of Sport Rehabilitation para la reincorporación deportiva tras la RLCA (Thoméé et al., 2011).

Previamente a la realización del ANOVA, se procedió a la comprobación de las normalidades de las distribuciones mediante el test Kolgomorov-Smirnov para una muestra. Durante la realización del ANOVA se comprobó la esfericidad de las ditribuciones mediante el test W-

Mauchly, en el caso de que la esfericidad fuese violada, los grados de libertad se corrigieron con el coeficiente de Greenhouse-Geisser. En el caso de los efectos principales singificativos, el tamaño de dichos efectos se evaluó mediante el estadístico η_p^2 . El nivel de significación se estableció para un $p < 0,05$.

El cálculo del tamaño muestral se realizó en base a la comparación del miembro aventajado y el desaventajado mediante el LSI. Estudios previos recogieron una media de un 88,2% y una desviación típica de 9,5% (Reid et al., 2007). Considerando una diferencia significativa de un 10%, con un 5% de nivel de significación y un 80% de potencia estadística, se requerirían 8 sujetos para el estudio. Si se incrementa la potencia al 90%, el número de sujetos necesarios aumentaría a 10.

5. Resultados

A continuación se presentan los resultados obtenidos para cada objetivo. Primero se exponen los resultados para cada test en valores absolutos, y a continuación en valores relativos o LSI.

En primer lugar presentamos los resultados correspondientes al primer y segundo objetivo:

Objetivo 1. Evaluar y comparar la asimetría funcional del miembro inferior de sujetos operados del LCA y sujetos sanos, durante la realización de una batería de test funcionales.

Objetivo 2. Evaluar y comparar el efecto de la fatiga en la asimetría funcional en sujetos operados del LCA y sujetos sanos.

Por último, se presentan los resultados relativos al tercer objetivo:

Objetivo 3. Observar si el nivel de recuperación funcional tras la RLCA se corresponde con las recomendaciones para la práctica deportiva.

5.1. Resultados relativos al primer y segundo objetivo.

5.1.1. Valores absolutos.

➤ Salto horizontal monopodal.

Hay un efecto significativo en la ejecución en función del miembro evaluado (ANOVA; $p=0,001$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,360$); observamos un resultado mayor en la capacidad de salto en el miembro aventajado; este efecto se expresa de manera similar en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,430$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,063$).

Se observa un efecto significativo del momento de evaluación (ANOVA; $p<0,001$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,517$) en la capacidad de salto horizontal monopodal (SHM), reduciéndose este en la evaluación post-fatiga respecto a la pre-fatiga. Este efecto se expresa de manera no significativamente diferente en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,085$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,172$).

El efecto del momento de evaluación, no se manifiesta de manera significativamente diferente en una extremidad u otra, las dos son afectadas de manera similar (ANOVA; $p=0,772$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,003$). Esto ocurre de manera parecida en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,087$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,171$), su comportamiento no fue significativamente diferente (Figura 28).

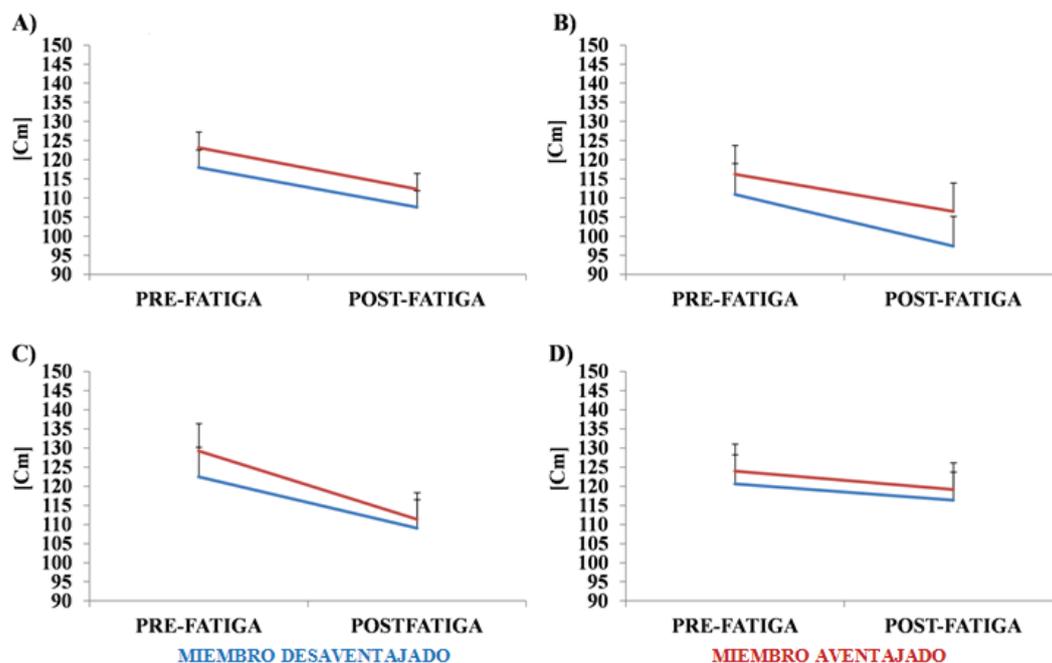


Figura 28. Longitud de salto horizontal monopodal de ambos miembros antes y después del test de fatiga. A) Efecto en el total de los grupos. B) Efecto en el grupo operada dominante. C) Efecto en el grupo operada no dominante. D) Efecto en el grupo control.

➤ Carrera de ida y vuelta con cambio de dirección.

No hay un efecto significativo en la ejecución en función del miembro evaluado (ANOVA; $p=0,165$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,073$); observamos resultados parecidos en ambos miembros. Esto ocurre de manera similar en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,574$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,042$).

Se observa un efecto significativo del momento de evaluación (ANOVA; $p<0,001$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,470$) en la ejecución de la CIVCD, empeorando la misma en la evaluación post-fatiga respecto a la pre-fatiga. Este efecto se expresa de manera no significativamente diferente en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,111$; tamaño del

efecto, $\eta_p^2=0,155$). El efecto del momento de evaluación, no se manifiesta de manera significativamente diferente en un miembro u otro, los dos son afectados de manera similar (ANOVA; $p=0,841$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,002$). Esto ocurre de manera no significativamente diferente en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,442$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,061$) (Figura 29).

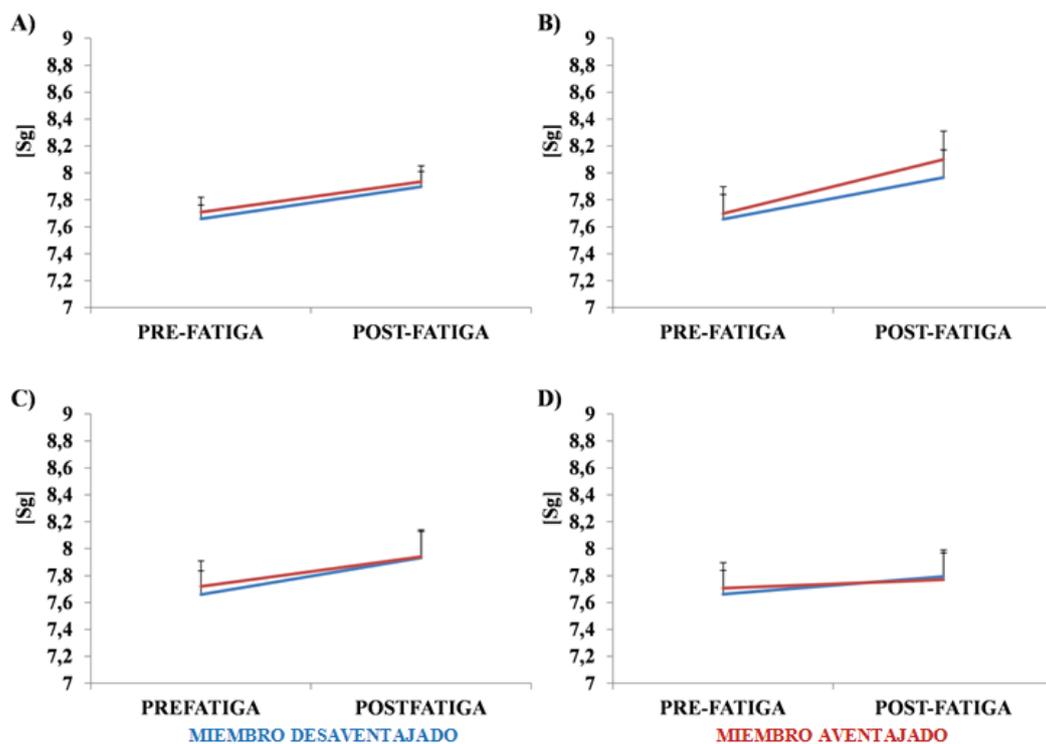


Figura 29. Tiempo en carrera de ida y vuelta de ambos miembros antes y después del test de fatiga. A) Efecto en el total de los grupos. B) Efecto en el grupo operada dominante. C) Efecto en el grupo operada no dominante. D) Efecto en el grupo control.

➤ Salto vertical monopodal con caída previa.

Hay un efecto significativo en la ejecución en función del miembro evaluado (ANOVA; $p<0,001$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,440$); observamos un resultado mayor en la capacidad de salto

del miembro aventajado. Este efecto se expresa de manera similar en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,137$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,147$).

Se observa un efecto significativo del momento de evaluación (ANOVA; $p<0,001$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,561$) en la capacidad de SVMCP, reduciéndose este en la evaluación post-fatiga respecto a la pre-fatiga. Este efecto se expresa de manera similar en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,628$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,037$). El efecto del momento de evaluación, no se manifiesta de manera significativamente diferente en un miembro u otro, los dos son afectados de manera parecida (ANOVA; $p=0,627$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,010$). Esto ocurre de forma similar en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,701$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,028$) (Figura 30).

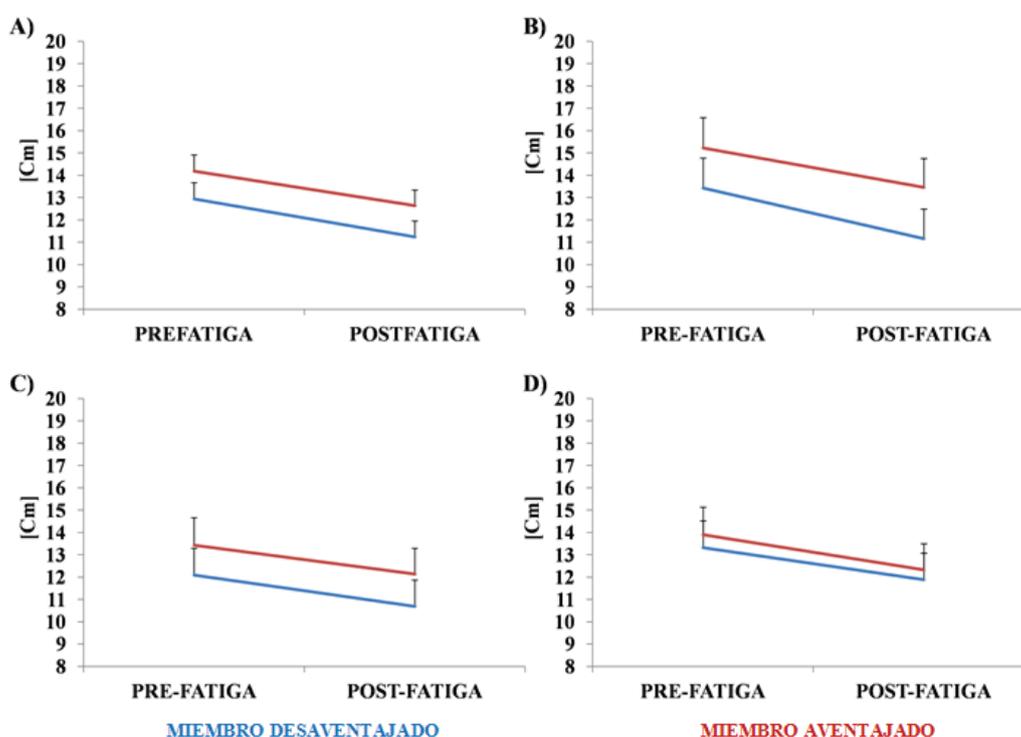


Figura 30. Altura de salto vertical monopodal con caída previa de ambos miembros antes y después del test de fatiga. A) Efecto en el total de los grupos. B) Efecto en el grupo operada dominante. C) Efecto en el grupo operada no dominante. D) Efecto en el grupo control.

➤ **Escalera.**

Hay un efecto significativo en la ejecución en función del miembro evaluado (ANOVA; $p=0,023$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,183$); observamos un resultado mejor en el miembro aventajado. Este efecto se expresa de manera similar en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,582$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,041$).

No se observa un efecto del momento de evaluación (ANOVA; $p=0,221$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,057$) en la ejecución en la escalera, obteniendo resultados similares en la evaluación post-fatiga y en la pre-fatiga. Este resultado se expresa de manera similar en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,794$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,018$). El efecto del momento de evaluación, no se manifiesta de manera significativamente diferente en un miembro u otro, los dos son afectados de manera similar (ANOVA; $p=0,103$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,099$). Esto ocurre de forma parecida en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,776$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,019$) (Figura 31).

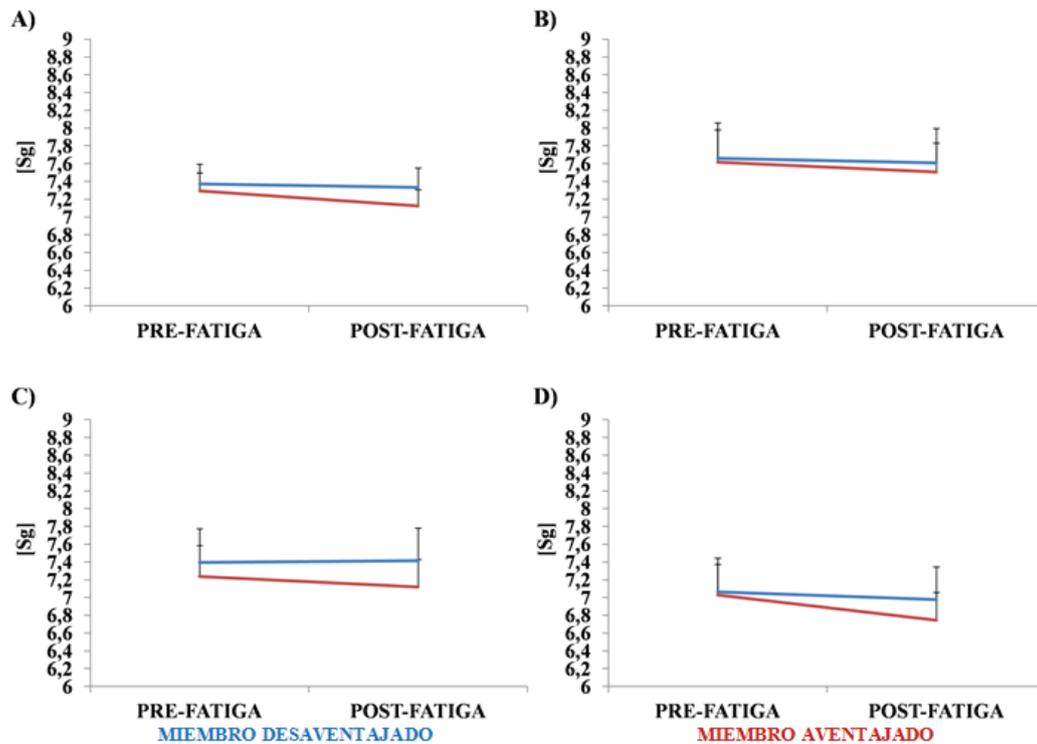


Figura 31. Tiempo en escalera de ambos miembros antes y después del test de fatiga. A) Efecto en el total de los grupos. B) Efecto en el grupo operada dominante. C) Efecto en el grupo operada no dominante. D) Efecto en el grupo control.

➤ Estrella.

Los únicos efectos principales significativos indicaron que la ejecución fue significativamente diferente en función del miembro ejecutante (ANOVA; $p=0,05$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,139$) con un mayor alcance por parte del miembro aventajado. El alcance también fue diferente para las diferentes direcciones (ANOVA; $p<0,001$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,962$), justificado por la naturaleza del test.

No se observa un efecto significativo del momento de evaluación en la ejecución en la estrella, obteniendo resultados similares en la evaluación post-fatiga y en la pre-fatiga (ANOVA; $p=0,305$). Este resultado se expresa de manera similar en los tres grupos de estudio (LCAOD,

LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,511$). Además, esto se mantiene para ambos miembros por igual ($p=0,959$) en todas las direcciones (ANOVA; $p=0,360$). El resto de efectos de los factores y las correspondientes interacciones fueron: ANOVA; $p>0,097$) (Figura 32).

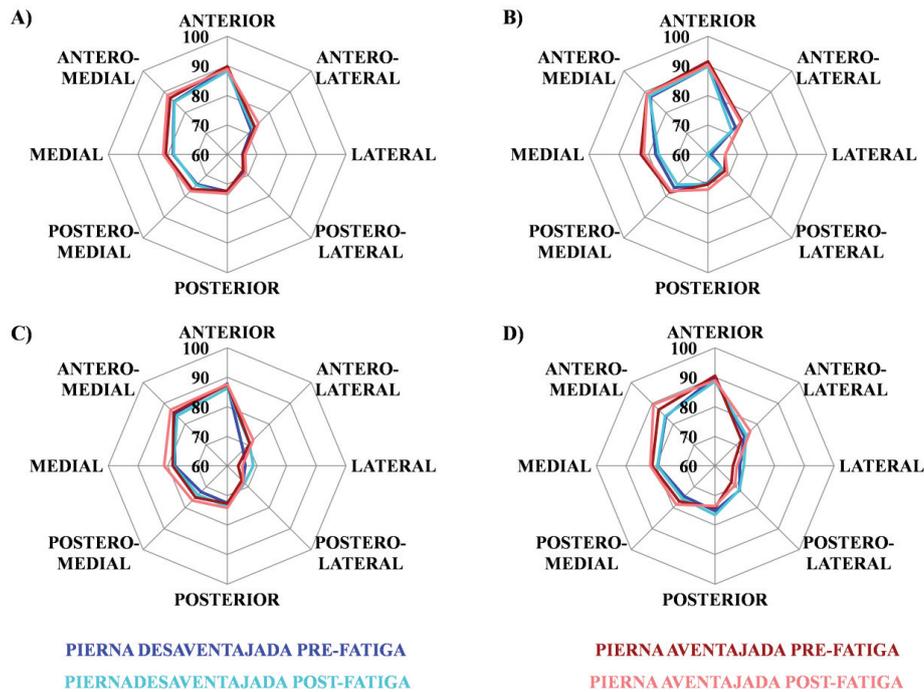


Figura 32. Distancia de alcance en las diferentes direcciones de la estrella de ambos miembros antes y después del test de fatiga. A) Efecto en el total de los grupos. B) Efecto en el grupo operada dominante. C) Efecto en el grupo operada no dominante. D) Efecto en el grupo de control.

➤ Test de carrera

El test de carrera se incluyó como parte de la batería por la importancia de la carrera en la mayoría de los deportes, sin embargo no es objeto de estudio en esta tesis doctoral. El novedoso equipo que se utilizó para obtener los datos en este test acababa de adquirirse en el centro, y su utilización en este estudio solo pretendió la familiarización con el equipo y la obtención de datos

experimentales para potenciales investigaciones próximas relativas a la batería de test, pero no para la presente tesis.

➤ Prensa de pierna.

El test de fatiga consistió en un ejercicio de prensa de pierna. No se observa un efecto significativo del miembro testado (ANOVA; $p=0,803$) en la potencia media máxima en el test de prensa de pierna. Este efecto se expresa de manera similar en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,246$) (Figura 33).

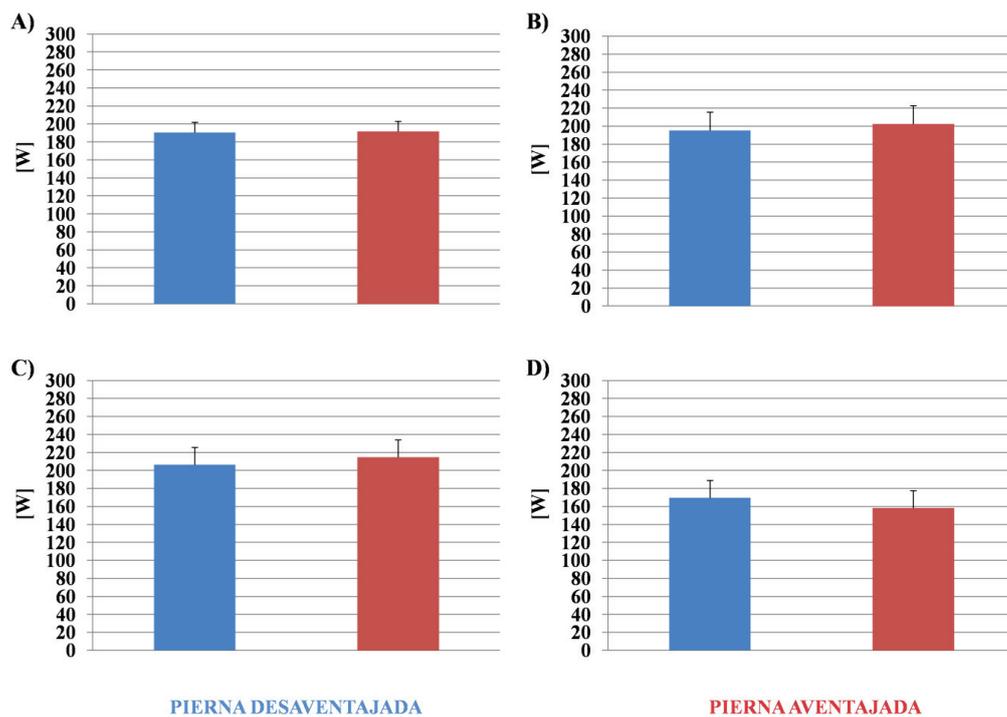


Figura 33. Potencia media máxima en prensa de pierna de ambos miembros. A) Efecto en el total de los grupos. B) Efecto en el grupo operada dominante. C) Efecto en el grupo operada no dominante. D) Efecto en el grupo control.

5.1.2. Valores relativos: LSI (Limb Symmetry Index).

➤ Salto horizontal monopodal.

En valores relativos, no observamos diferencias significativas entre los grupos en cuanto a los valores de LSI registrados en el salto horizontal monopodal (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,232$). Además, no se observa un efecto significativo del momento de evaluación en el LSI (ANOVA; $p=0,953$), el LSI obtenido en la evaluación post-fatiga y en la pre-fatiga son similares. Esto ocurre de manera parecida en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,140$) (Figura 34, A).

➤ Carrera de ida y vuelta con cambio de dirección.

En valores relativos, no observamos diferencias significativas entre los grupos en cuanto a los valores de LSI registrados en la carrera de ida y vuelta (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,616$). Además, no se observa un efecto significativo del momento de evaluación en el LSI (ANOVA; $p=0,849$), el LSI obtenido en la evaluación post-fatiga y en la pre-fatiga son similares. Esto ocurre de manera parecida en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,449$) (Figura 34, B).

➤ Salto vertical monopodal con caída previa.

En valores relativos, no observamos diferencias significativas entre los grupos en cuanto a los valores de LSI registrados en el salto vertical monopodal con caída previa (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,115$). Además, no se observa un efecto significativo del momento de

evaluación en el LSI (ANOVA; $p=0,217$), el LSI obtenido en la evaluación post-fatiga y en la pre-fatiga son similares. Esto ocurre de manera parecida en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,688$) (Figura 34, C).

➤ Escalera.

En valores relativos, no observamos diferencias significativas entre los grupos en cuanto a los valores de LSI registrados en la escalera (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,501$). Además, no se observa un efecto significativo del momento de evaluación en el LSI (ANOVA; $p=0,080$), el LSI obtenido en la evaluación post-fatiga y en la pre-fatiga son similares. Esto ocurre de manera parecida en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,851$) (Figura 34, D).

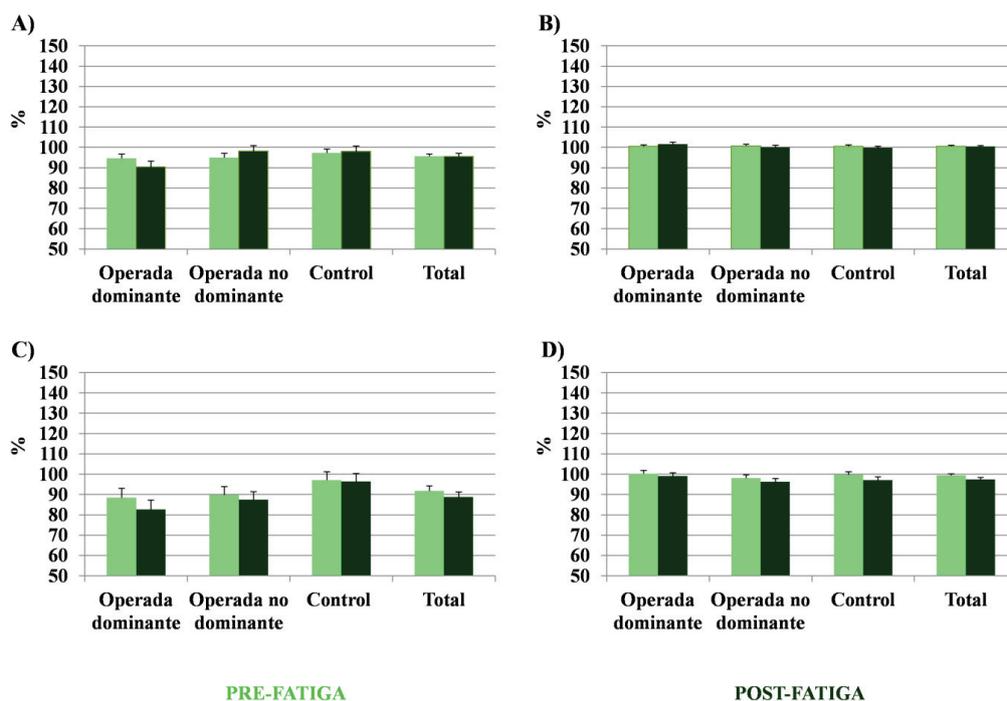


Figura 34. LSI en diferentes test funcionales antes y después del test de fatiga en los diferentes grupos. A) En el salto horizontal monopodal. B) En la carrera de ida y vuelta. C) En el salto vertical monopodal con caída previa. D) En la escalera.

➤ Estrella.

En valores relativos, no observamos diferencias significativas entre los grupos en cuanto a los valores de LSI registrados en la estrella (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,254$) en todas las direcciones (ANOVA; $p=0,422$). Se observa un efecto significativo del momento de evaluación en la ejecución en la estrella, obteniendo un LSI mayor en la evaluación pre-fatiga respecto a la post-fatiga (ANOVA; $p=0,044$; tamaño del efecto, $\eta_p^2=0,147$). Este resultado se expresa de manera similar en los tres grupos de estudio (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,747$) y se mantiene para todas las direcciones de forma similar ($p=0,231$) (Figura 35). Sin embargo, este efecto significativo del momento de evaluación observado en valores relativos, no se expresó en valores absolutos para este test.

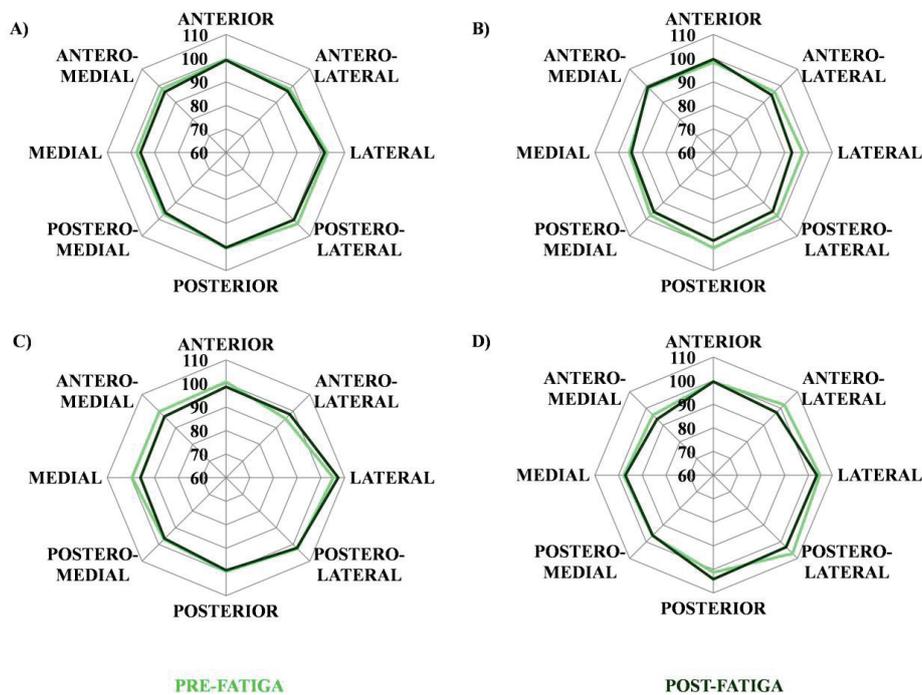


Figura 35. LSI en las diferentes direcciones de la estrella antes y después del test de fatiga. A) Efecto en el total de los grupos. B) Efecto en el grupo operada dominante. C) Efecto en el grupo operada no dominante. D) Efecto en el grupo control.

➤ Prensa de pierna.

En valores relativos, no observamos diferencias significativas entre los grupos en cuanto a los valores de LSI registrados de potencia media máxima en prensa de pierna (LCAOD, LCAOND, Controles; ANOVA; $p=0,276$) (Figura 36).

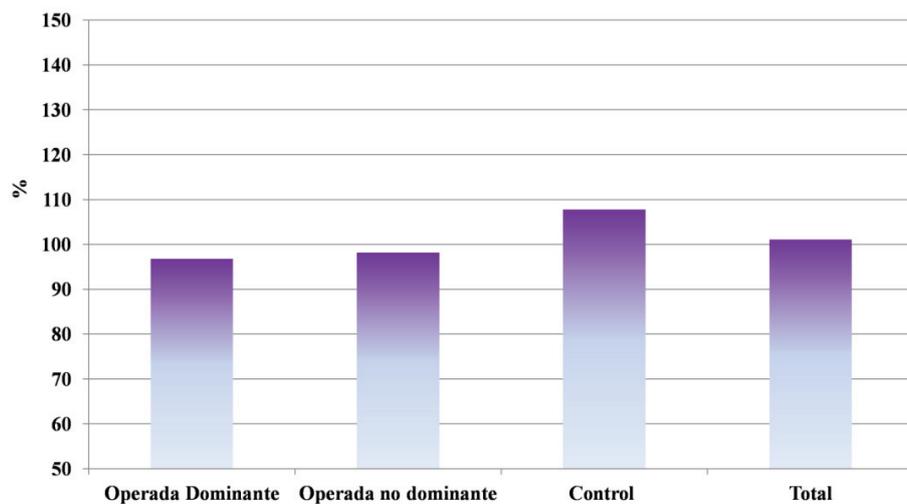


Figura 36. LSI en la prensa de pierna en los diferentes grupos.

Se han recogido cada uno de los efectos observados para cada test (Tabla 8), tanto en valores absolutos como en valores relativos (LSI). Se finaliza así la presentación de los resultados obtenidos para el primer y segundo objetivo.

Tabla 8. Efectos significativos observados en cada test.

	VALORES ABSOLUTOS	LSI
SHM	Efecto pierna. Efecto momento evaluación. No efecto grupo.	No efectos.
CIVCD	No efecto pierna. Efecto momento evaluación. No efecto grupo.	No efectos.
SVMCP	Efecto pierna. Efecto momento evaluación. No efecto grupo.	No efectos.
ESCALERA	Efecto pierna. No efecto momento evaluación. No efecto grupo.	No efectos.
ESTRELLA	Efecto pierna. No efecto momento evaluación. No efecto grupo.	Efecto momento evaluación.
PRENSA PIERNA	No efectos.	No efectos.

Nota: SHM (salto horizontal monopodal), CIVCD (carrera de ida y vuelta con cambio de dirección), SVMCP (salto vertical monopodal con caída previa).

5.2. Resultados relativos al tercer objetivo.

Se trata de observar si el nivel de recuperación funcional de los pacientes se corresponde con las recomendaciones para la práctica deportiva de acuerdo al LSI.

Registramos los resultados de LSI para cada test antes y después de realizar el test de fatiga, de pacientes y controles (Tabla 9). Si consideramos un porcentaje de LSI recomendado para la reincorporación deportiva de un 85% o 90%, observamos que los valores medios de LSI obtenidos en los test alcanzan el valor aceptado, a excepción del salto vertical con caída previa de los pacientes (pre-fatiga, grupo operada dominante $LSI=88,46\pm 9,95$ grupo operada no dominante $LSI=89,74\pm 9,39$; post-fatiga, grupo operada dominante $LSI=82,75\pm 13,03$, grupo operada no dominante $LSI=87,48\pm 11,44$). Sin embargo, aceptando un LSI igual o superior a 95%, no se alcanza el valor recomendado en algunos de los test de la batería, como es el caso del salto vertical con caída previa, el salto horizontal monopodal del grupo operado de la extremidad dominante (pre-fatiga $LSI=94,66\pm 6,39$, post-fatiga $LSI=90,44\pm 8,34$) y el SEBT post-fatiga del grupo operado de la pierna dominante en las direcciones lateral, antero-lateral y medial ($LSI=92,97\pm 16,70$ $LSI=94,52\pm 4,63$, $LSI=94,57\pm 10,73$, respectivamente).

Tabla 9. Resultados de LSI para cada test en pre-fatiga y post-fatiga.

	PRE-FATIGA			POST-FATIGA		
	LCAOD	LCAOND	Control	LCAOD	LCAOND	Control
SHM	94,66±6,39	95,05±8,38	97,28±4,64	90,44±8,34	98,21±9,56	98,08±8,09
CIVCD	100,54±1,98	100,82±2,21	100,56±2,91	101,65±2,34	100,13±2,08	99,75±4,22
SVMCP	88,46±9,95	89,74±9,39	97,15±17,69	82,75±13,03	87,48±11,44	96,37±13,77
Escalera	100,19±3,25	98,17±5,33	99,70±6,25	99,04±4,54	96,32±2,84	97,12±6,99
SEBTA	98,20±2,79	100,56±3,27	99,47±2,89	99,51±2,19	98,57±2,43	99,62±2,95
SEBTAL	96,34±6,03	95,41±9,60	102,13±7,11	94,52±4,63	98,05±13,94	97,55±4,85
SEBTL	97,50±23,37	105,16±12,61	104,82±10,56	92,97±16,70	107,22±16,07	103,47±7,81
SEBTPL	97,91±9,93	102,55±10,41	106,98±11,31	95,26±6,37	102,23±12,81	103,21±8,88
SEBTP	100,58±9,24	99,74±7,77	101,28±6,79	97,37±7,57	99,31±6,09	104,09±3,94
SEBTPM	97,53±8,74	96,96±6,93	96,40±9,23	95,54±11,20	96,55±3,62	96,28±7,72
SEBTM	95,51±14,53	99,51±7,38	97,75±6,95	94,57±10,73	96,03±6,31	97,09±5,20
SEBTAM	98,65±4,99	99,65±4,63	96,09±13,45	99,13±4,32	96,64±3,42	93,57±11,44
Prensa	96,78±11,64	98,19±19,25	107,78±15,92			

Notas: SHM (salto horizontal monopodal); CIVCD (carrera de ida y vuelta con cambio de dirección); SVMCP (salto vertical monopodal con caída previa); SEBTA (estrella anterior); SEBTAL (estrella antero-lateral); SEBTL (estrella lateral); SEBTPL (estrella postero-lateral); SEBTP (estrella posterior); SEBTPM (estrella postero-medial); SEBTM (estrella medial); SEBTAM (estrella antero-medial). LCAOD (operado del LCA de pierna dominante), LCAND (operado del LCA de pierna no dominante). Se muestran medias y desviaciones típicas.

Si profundizamos en el análisis de los resultados obtenidos en cada uno de los test de la batería (Figuras 37-39), considerando la recomendación de reincorporación deportiva de aceptar un porcentaje de LSI $\geq 85\%$ o $\geq 90\%$, la mayoría de los pacientes alcanzan este valor en gran parte de los test, especialmente en el test de escalera (Figura 37), CIVCD (Figura 37), y en el test de estrella, especialmente en la dirección anterior (Figura 38). Por el contrario, el test SVMCP (Figura 37) es el test que peores resultados registra, alcanzando un 63% y un 53%

respectivamente. Si demandamos un porcentaje de $LSI \geq 95\%$, la totalidad de los pacientes alcanzan el valor recomendado en el test CIVCD (Figura 37). Sin embargo, el porcentaje de pacientes que serían aptos para la reincorporación deportiva cae para la mayoría de los test, alcanzando valores de tan solo un 32% de pacientes recuperados según el SVMCP. Ambos test de salto (SVMCP y SHM) (Figura 37), indican que tan solo alrededor de un tercio de los pacientes podrían reincorporarse a la actividad deportiva en condiciones seguras. Si aceptásemos un $LSI \geq 100$, la reincorporación deportiva no superaría la mitad de los pacientes según la mayoría de los test, siendo el valor más bajo el del test SVMCP, con tan solo un 11% de los pacientes aptos para la práctica deportiva.

En cuanto a los controles, considerando la recomendación de aceptar un $LSI \geq 85\%$ o $\geq 90\%$, gran parte de los test indican que prácticamente la totalidad de controles presentan un nivel funcional aceptable para la práctica deportiva, obteniendo el peor valor en el test SVMCP (80% y 60% respectivamente) (Figura 37). Aceptando un $LSI \geq 95\%$, la totalidad de los sujetos alcanzan el valor de LSI recomendado en los test CIVCD (Figura 37), SEBT anterior (Figura 38) y SEBT antero-lateral (Figura 38). Sin embargo, un mayor número de controles no alcanzan niveles de asimetría solicitados en diferentes test de la batería, especialmente en los test de salto, la escalera y algunas direcciones de la estrella. De hecho, en las direcciones medial (Figura 39) y antero-medial (Figura 39) los pacientes superaron la ejecución de los controles para todos los porcentajes de LSI, exceptuando el $LSI \geq 85$ para la dirección medial, en la que los sujetos sanos superan ligeramente a los pacientes.

Se registró que tan solo la mitad de los sujetos sanos presentan un LSI acorde a la recomendación $LSI \geq 95\%$ en el test SVMCP. En el más exigente de los casos, $LSI \geq 100$ las cifras

caen, y ni siquiera la mitad de los controles alcanza el valor recomendado en numerosos test, obteniendo los valores más bajos el SHM (30%), el SEBT medial (20%) y el SEBT antero-medial (30%) (Figura 37; Figura 39).

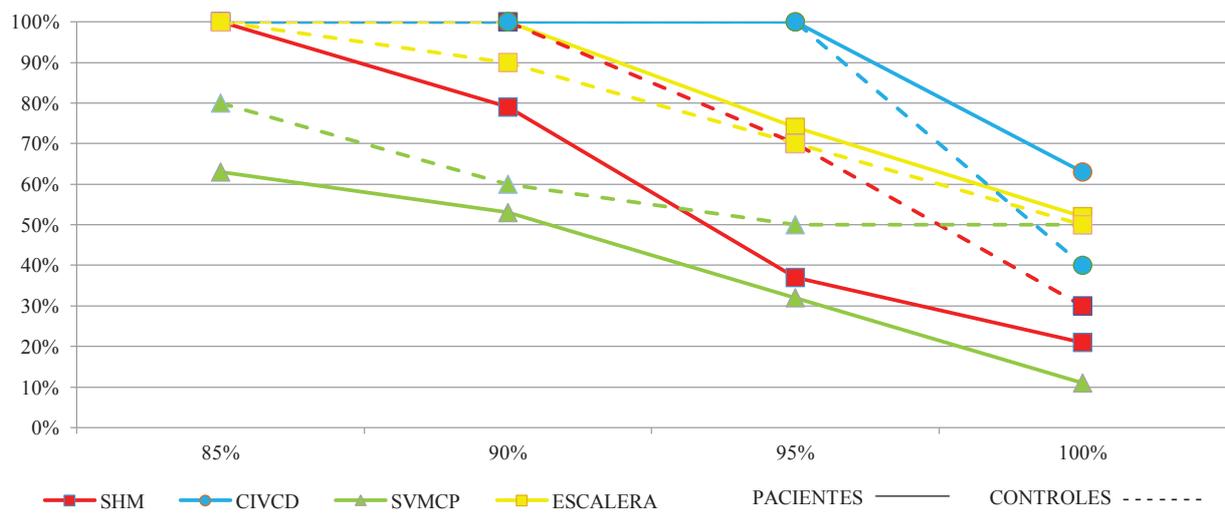


Figura 37. Porcentaje de pacientes y controles que alcanzan un LSI de ≥ 85 , ≥ 90 , ≥ 95 y $\geq 100\%$, en algunos de los test de la batería: SHM (salto horizontal monopodal), CIVCD (carrera de ida y vuelta con cambio de dirección), SVMCP (salto vertical monopodal con caída previa), escalera.

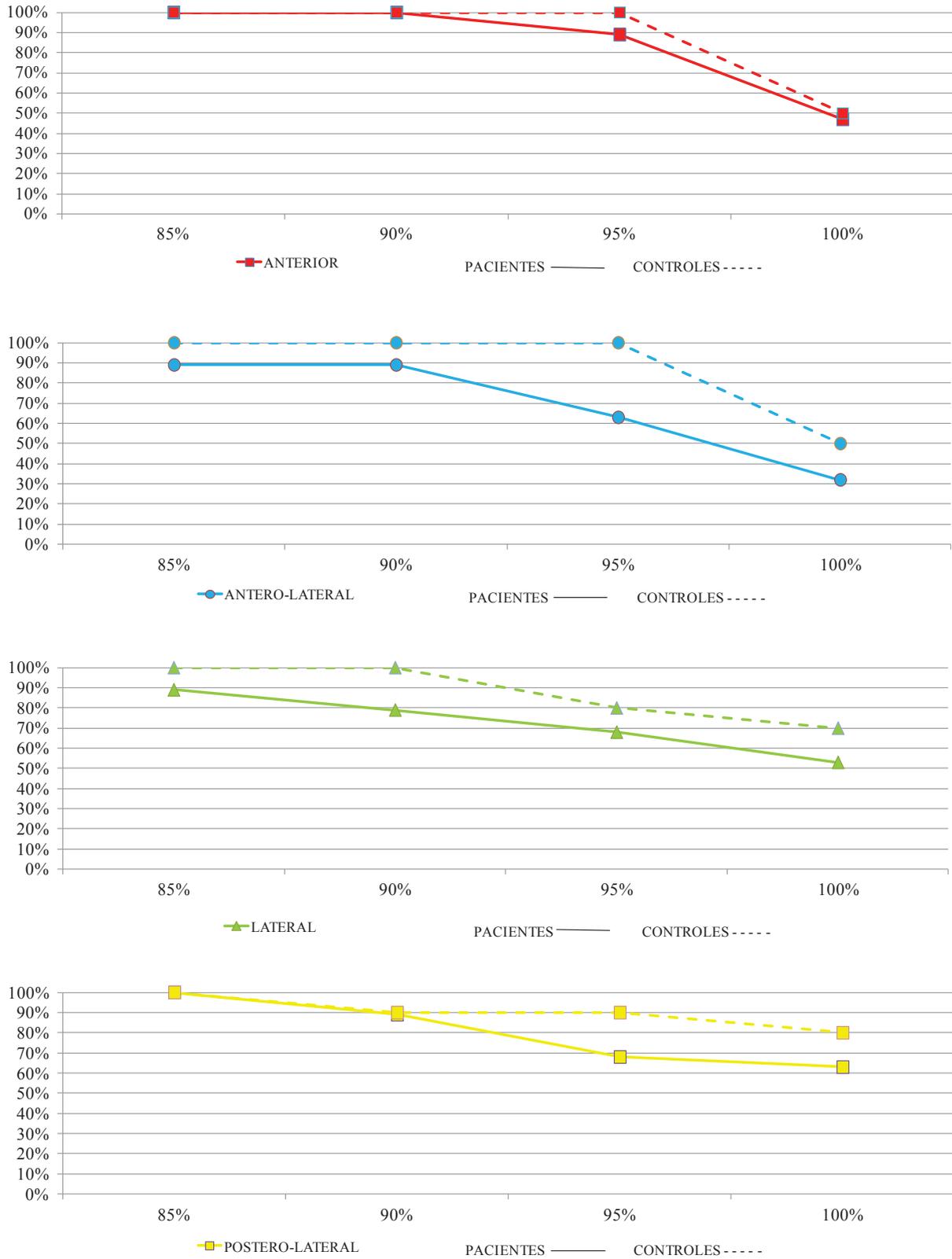


Figura 38. Porcentaje de sujetos que alcanzan un LSI ≥ 85 , ≥ 90 , ≥ 95 y $\geq 100\%$ en algunas direcciones de la estrella.

5. Resultados

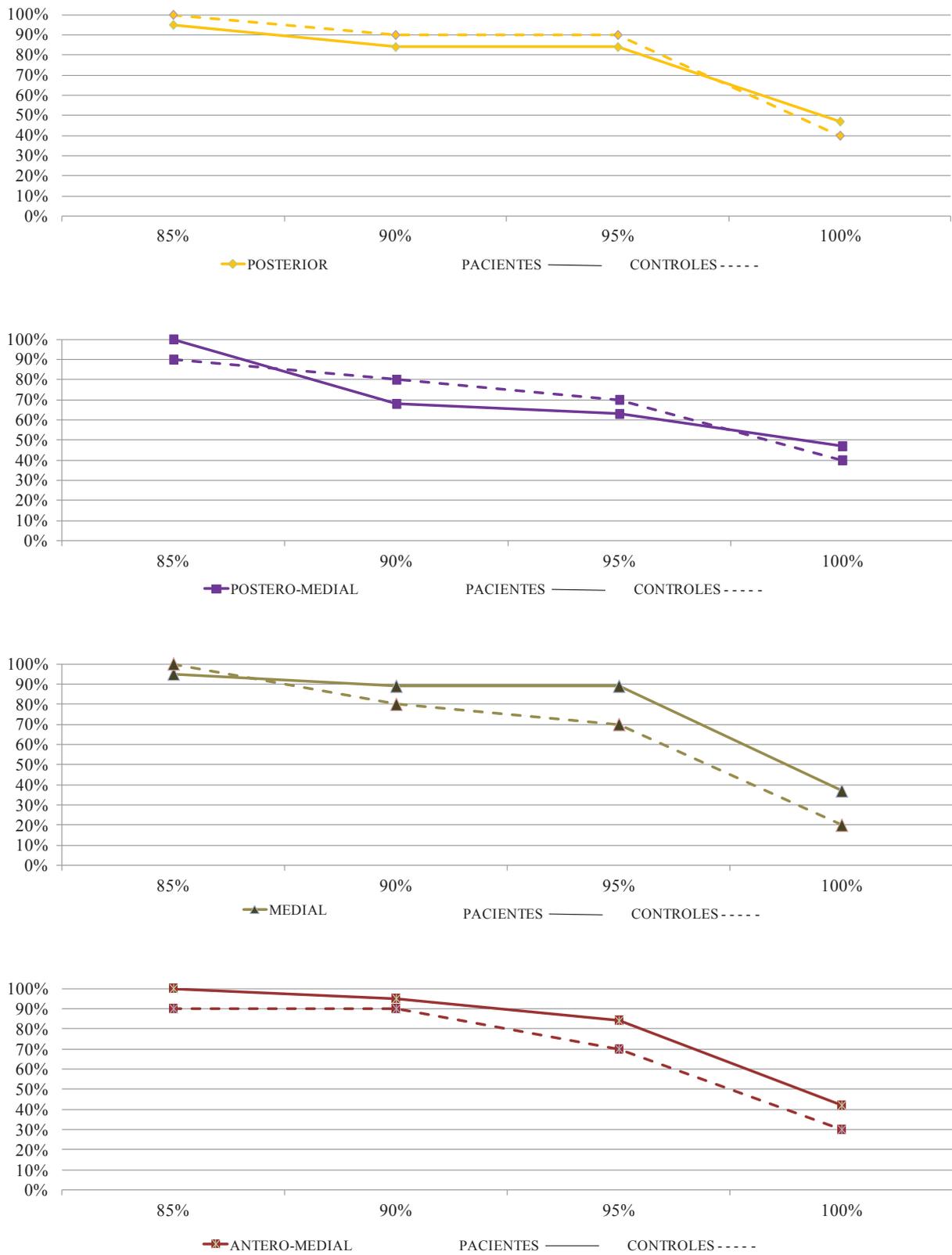


Figura 39. Porcentaje de sujetos que alcanzan un LSI ≥ 85 , ≥ 90 , ≥ 95 y ≥ 100 % en algunas direcciones de la estrella.

Si analizamos la batería de test en su conjunto, para la recomendación de alcanzar un $LSI \geq 85\%$ en todos los test de la batería, un 58% de los pacientes frente a un 80% de los controles obtienen el valor mencionado. Si reducimos el número de test a superar, para alcanzar el mismo criterio de LSI, superaron 4 de los test de la batería un 37% de los pacientes frente a un 10% de los controles, superaron 3 test un 5% de los pacientes frente a un 10% de los controles, y ninguno de los pacientes y/o controles superaron tan solo dos o uno de los test de la batería.

Si consideramos la recomendación de alcanzar un $LSI \geq 90\%$ en todos los test de la batería, tan solo un 11% de los pacientes frente a un 40% de los controles obtienen el valor mencionado. Si reducimos el número de test a superar, para alcanzar el mismo criterio de LSI, superan 4 de los test de la batería un 58% de los pacientes frente a un 50% de los controles, superan 3 test un 21% de los pacientes frente a ningún sujeto control, 2 test un 11% de los pacientes frente a 10% de los controles, y por último, ningún paciente o control supera tan solo uno de los test de la batería.

Si consideramos la recomendación de alcanzar un $LSI \geq 95\%$ en todos los test de la batería, ningún paciente obtiene el valor solicitado, frente a un 30% de los controles que sí lo hace. Para alcanzar el mismo criterio de LSI, superaron 4 de los test el 26% de los pacientes frente a un 30% de los controles, superaron 3 test el 32% de los pacientes frente al 10% de los controles, 2 test el 26% de los pacientes y un 30% de los controles. Por último, ninguno de los controles supera tan solo un test, frente a un 16% de pacientes que sí lo hace.

Para el LSI más exigente, $LSI \geq 100$, ninguno de los pacientes ni tampoco de los controles superan la totalidad de los test de la batería. Si reducimos el número de test a 4 y 3, tan solo el 5% de los pacientes frente al 10% de los controles obtienen el valor demandado. El 26% de los

pacientes y el 10% de los controles superaron tan solo 2 test de la batería, y un 63% de los pacientes frente a un 70% de los controles solo superaron uno de los test.

Observamos que, mientras que para un $LSI \geq 85$ el 80% de los controles y el 58% de los controles superan todos los test de la batería, a medida que aumentamos la exigencia del LSI el porcentaje de sujetos cae progresivamente, hasta observar que ningún paciente o control supera los 5 test de la batería para un $LSI \geq 100$, ni ningún paciente para un $LSI \geq 95$, y tan solo un 11% para un $LSI \geq 90$. Si analizamos porcentajes acumulados (Figura 40), y nos fijamos en el porcentaje de sujetos que superaron al menos 4 test, prácticamente la totalidad de controles lo consiguieron para un $LSI \geq 85\%$ y $LSI \geq 90\%$, mientras que los pacientes registraron un 95% de éxito y un 68% respectivamente. Estas cifras descienden con el aumento del LSI a 95% y 100%, especialmente en el grupo de pacientes.

Si observamos el porcentaje de sujetos que superaron al menos 3 test, obtuvimos que casi todos los sujetos de la muestra consiguieron esta meta para un $LSI \geq 85$ y $LSI \geq 90$. Si aumentamos la exigencia del LSI a un valor igual o superior al 95%, un 58% de los pacientes y un 70% de los controles superaron al menos 3 de los test de la batería. A medida que se reduce el número de test válidos necesarios para conseguir la reincorporación deportiva, lógicamente el porcentaje de sujetos aptos aumenta, tanto en el grupo de pacientes como en el grupo de controles. La totalidad de sujetos del estudio superó al menos un test de la batería para todos los valores de LSI propuestos, observándose cifras superiores de éxito en el grupo control a medida que se aumenta el número de test a superar y el valor del LSI solicitado. Sin embargo, observamos que para un $LSI \geq 100$ los resultados obtenidos por pacientes y controles son más similares.

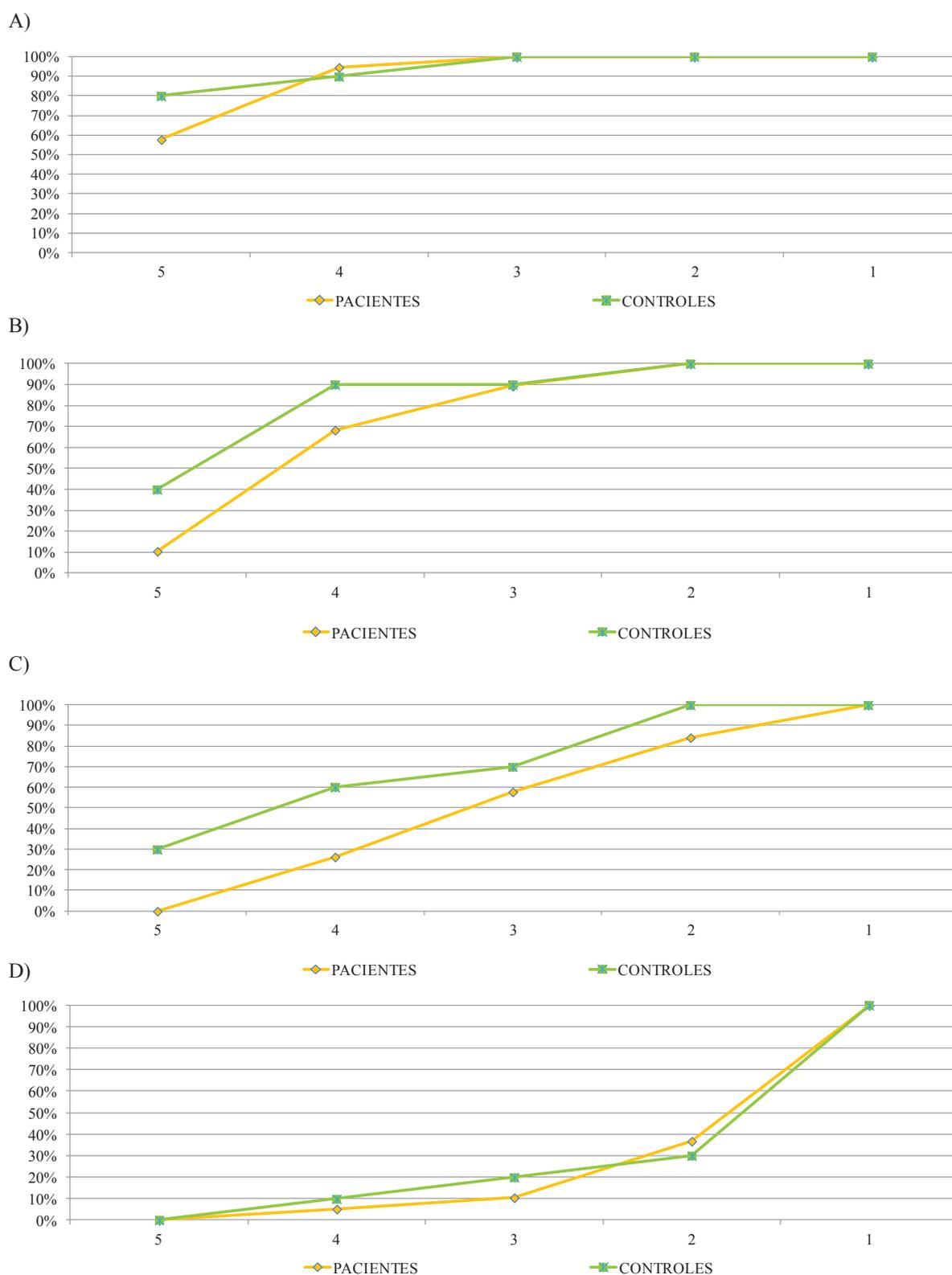


Figura 40. Porcentajes acumulados de pacientes y controles en función del número de pruebas superadas, y teniendo en cuenta los siguientes valores de LSI A) Aceptando como válido un LSI ≥ 85. B) Aceptando como válido un LSI ≥ 90. C) Aceptando como válido un LSI ≥ 95. D) Aceptando como válido un LSI ≥ 100.

5. Resultados

6. Discusión

6.1. Objetivo 1: Evaluar y comparar la asimetría funcional del miembro inferior de sujetos operados del LCA y sujetos sanos, durante la realización de una batería de test funcionales.

Son numerosos los artículos que registran déficits en la fuerza muscular una vez finalizado el proceso de rehabilitación después de la RLCA, (Arderm et al., 2010; Arderm & Webster, 2009; Armour, 2004; Carofino & Fulkerson, 2005; Keays et al., 2001; Ko et al., 2012; Makihara et al., 2006; Mohtadi et al., 2011; Ristanis et al., 2003; Torry et al., 2004; Viola et al., 2000; Yoo, 2005), momento en el que muchos pacientes ya se reincorporaron a sus prácticas deportivas (Palmieri-Smith et al., 2008). Sin embargo, la valoración exclusiva de la fuerza muscular no es suficiente para determinar la reincorporación deportiva tras la RLCA (Thomeé et al., 2011). Los criterios utilizados para determinar la reincorporación deportiva después de la RLCA, son revisables, especialmente por el creciente problema que suponen las lesiones recurrentes (Renstrom, 2012). La mayoría de los estudios apenas incluyen criterios objetivos (Barber-Westin & Noyes, 2011) y se limitan a la percepción subjetiva del sujeto (Czuppon, Racette, Klein, & Harris-Hayes, 2014).

Los test funcionales pueden ser herramientas útiles para valorar la función de la rodilla de los pacientes operados del LCA (Ko et al., 2012; Kong et al., 2012). El método más efectivo para evaluar la habilidad y tolerancia de un paciente a los test funcionales es incluir criterios objetivos y medibles, como el salto horizontal monopodal, los saltos verticales y/o la carrera de ida y vuelta (Edson, Fanelli, & Beck, 2010). Además, la utilización de un único test para la evaluación funcional tras la RLCA es insuficiente (Jerre et al., 2001; Paterno & Greenberger, 1996; Ross et al., 2002; Sernert, Kartus, Kohler, et al., 1999; Sernert et al., 1999); cada test refleja diferentes aspectos funcionales, por lo que se deberían incluir varios test para tener más información a la

hora de valorar la función de los pacientes operados del LCA (Neeb et al., 1997; Thomeé et al., 2011).

Estas recomendaciones dan sentido al diseño de la batería de test del presente estudio, como una herramienta objetiva que permita cuantificar posibles déficits funcionales y contribuya a determinar si el nivel del paciente es óptimo para la práctica deportiva. Se seleccionaron una serie de test funcionales basados en acciones cercanas al deporte, como saltos de diferente naturaleza y/o carrera con cambio de dirección, que permitan la evaluación integrada de diferentes dimensiones de la función mediante la agrupación de movimientos físicos, para evaluar la función global del paciente en cuanto a demanda deportiva se refiere (Gambeta, 2007; Manske & Reiman, 2013; Reiman & Manske, 2011). Entre los componentes propios del rendimiento físico (Manske & Reiman, 2013), se midió de forma indirecta potencia, fuerza, agilidad, velocidad y equilibrio dinámico.

Aunque la batería de test se diseñó para su potencial utilización como herramienta que asista en la decisión de la reincorporación deportiva, en el presente estudio se evaluaron pacientes que ya habían finalizado con éxito el protocolo de rehabilitación en el año posterior a la reconstrucción, y recibido el alta del médico y del fisioterapeuta para la reincorporación deportiva. Sin embargo, en el momento de determinar el alta para la reincorporación deportiva no se utilizaron criterios específicos mediante test funcionales. En ausencia de una batería de test que fundamentase de forma objetiva la decisión de la reincorporación deportiva, el criterio fue la percepción del fisioterapeuta y del médico en base a la ejecución del paciente durante las tareas planteadas en la rehabilitación. Es por ello, que en este estudio se aplicó la batería para dar más información acerca de si el nivel funcional de los pacientes, todos ellos físicamente activos, se

correspondía con un nivel óptimo para practicar deporte en condiciones seguras. Cabe destacar que, a pesar de que todos los pacientes evaluados realizaban actividad física en el momento de la evaluación, no todos se reincorporaron al mismo nivel previo a la lesión. Sin embargo, todos habían recibido el visto bueno de los responsables del proceso de rehabilitación para que así fuese.

El diseño de esta batería se basó en una herramienta genérica, aplicable a pacientes que practiquen cualquier tipo de deporte, sin embargo lo idóneo sería poder ajustarse lo máximo posible a cada deporte en particular. Algunos estudios proponen criterios de reincorporación deportiva adaptados a un deporte concreto, con intención de reproducir las exigencias específicas que lo caracteriza. Es el caso de Bizzini, Hancock e Impellizzeri (2012) y Waters (2012), que proponen criterios de reincorporación deportiva tras la RLCA para jugadores de fútbol y baloncesto respectivamente. Estos criterios se basan principalmente en la evaluación de rango de movimiento, fuerza y potencia de miembro inferior, control neuromuscular, nivel cardiovascular, preparación psicológica y criterios particulares del gesto específico. Entre los criterios específicos del deporte se incluyen tareas a alta intensidad basadas en saltos, cambios de dirección, agilidad, incluyendo acciones de contacto y toma de decisión.

Conscientes de las necesidades de mejora comentadas en cuanto a la evaluación funcional tras la RLCA, son numerosos los autores que, mediante uno o varios test funcionales, se centraron en evaluar la función del miembro inferior para la determinación de la reincorporación deportiva. Las diferencias entre las propuestas son diversas, así como en los resultados obtenidos una vez aplicadas en pacientes operados del LCA y en sujetos sanos. La mayoría de los estudios utilizaron baterías de test basadas en diferentes acciones de salto y/o carrera. A continuación se

discuten los resultados obtenidos en el presente estudio respecto a los de otros estudios realizados en la misma línea de investigación. Se comentarán los resultados funcionales observados para cada test en función de los grupos estudiados: la asimetría funcional de los pacientes operados del LCA y controles, y la asimetría funcional de los pacientes operados en función de la dominancia lateral del miembro operado.

Nuestros resultados indicaron principalmente que los pacientes operados del LCA presentan una asimetría funcional parecida a la de los controles en la realización de cada uno de los test. Esto refuerza la idea de que los procesos de cirugía y rehabilitación fueron óptimos, incluso las últimas fases de rehabilitación específicamente deportivas, que habitualmente se descuidan más. Los resultados obtenidos satisfacen los propósitos del departamento de rehabilitación del University College London Hospital, tras haber orientado sus esfuerzos profesionales a garantizar una óptima transición entre cada una de las etapas del proceso de rehabilitación. Baltaci, Yilmaz, y Atay (2012), al registrar en pacientes valores funcionales óptimos ($LSI \geq 85\%$ en el SHM y $LSI \geq 92\%$ en el resto de test), similares a los del grupo control, también destacaron el éxito de su programa de rehabilitación en la obtención de tales resultados. Además, después de la reconstrucción del LCA no solo se recupera la función, sino que se mantiene a medio plazo, coincidiendo con los hallazgos de otros estudios que evaluaron a los 6 años después de la operación del LCA (Keays, Bullock-Saxton, Keays, Newcombe, & Bullock, 2007).

Los sujetos evaluados en nuestro estudio, independientemente del grupo muestral, presentaron una asimetría funcional en la ejecución de ambos miembros en todos los test realizados, registrando mejores resultados con el miembro aventajado que con el desaventajado. Este efecto del miembro fue significativo para todos los test de la batería, excepto para el test de carrera de

ida y vuelta con cambio de dirección (CIVCD), ya que a pesar de que el miembro aventajado ejecutó mejor que el desaventajado, el efecto no fue significativo ($p=0,165$). En cuanto al test de fatiga, que consistió en un ejercicio de prensa de pierna, tampoco se observó un efecto del miembro testado en la potencia registrada. En el caso de los pacientes, este ejercicio se realizó frecuentemente durante el proceso de rehabilitación para la recuperación del miembro operado, por lo tanto es posible que esto haya contribuido a disminuir la diferencia de ejecución entre ambos miembros.

Los resultados que obtuvimos en el salto horizontal monopodal (SHM), en valores absolutos mostraron una asimetría funcional a favor del miembro aventajado (miembro dominante en controles, miembro sano en pacientes) ($p=0,001$), en los tres grupos estudiados. No encontramos diferencias en la ejecución del salto horizontal de pacientes y controles, ni en valores absolutos ni relativos, en la misma línea que la investigación de Keays y colaboradores (2007). Estos autores registraron valores de SHM antes de la operación y 6 años después, lo que permitió observar la evolución de la recuperación funcional, y obtuvieron una mejora significativa de la función en pacientes ($p<0,001$). En la evaluación previa a la operación, observaron diferencias significativas entre la ejecución de los pacientes y los sujetos sanos, registrando peores resultados en el grupo de pacientes. Sin embargo, en la evaluación realizada a los 6 años de la operación, los resultados funcionales de los pacientes habían mejorado, y no se mostraron diferencias significativas entre su ejecución de salto respecto a la de los controles. La mejora observada en la función de los sujetos operados del LCA, tras la comparación de los resultados pre-quirúrgicos y los resultados obtenidos a los 6 años de la cirugía, muestran que la reconstrucción del LCA mejora la función a medio plazo. En nuestro estudio, los pacientes

fueron evaluados unos 5 años de media después de la cirugía, sin embargo no se dispuso de datos previos a la cirugía para posibilitar el seguimiento longitudinal.

Otros estudios (Mattacola et al., 2002; Petschnig et al., 1998) encontraron diferencias significativas en la ejecución del SHM de ambos miembros en pacientes a favor del miembro sano ($p < 0,01$), así como al comparar la ejecución entre pacientes y controles ($p < 0,05$), observando una asimetría mayor en pacientes (Mattacola et al., 2002). Para realizar la comparación entre miembros en el grupo control, tanto en valores relativos como en absolutos, se diferencia un miembro dominante y otro no dominante. Sin embargo, el criterio utilizado para determinar la dominancia lateral no es consistente en los diferentes estudios, aspecto que dificulta la comparación entre estudios.

Para realizar la comparación entre miembros en el grupo control, en nuestro estudio consideramos el miembro dominante o aventajado como aquel favorito de salto, y el no dominante o desaventajado el miembro contralateral. Sin embargo, Petschnig y colaboradores (1998) determinaron el miembro dominante como el preferido para golpear un balón, y Mattacola y colaboradores 2002, emparejaron el miembro lesionado del paciente (derecho/izquierdo) con el mismo miembro del sujeto sano (derecho/izquierdo), sin tener en consideración el criterio de dominancia. Las diferencias observadas en el criterio utilizado para determinar la dominancia lateral quizás expliquen las diferencias entre nuestros resultados y los obtenidos por otros estudios. Por otro lado, Mattacola y colaboradores, a diferencia de nuestro protocolo de test de salto horizontal monopodal, permitieron el uso de los brazos en el test de salto, lo que evita la evaluación precisa de la capacidad funcional aislada del miembro inferior, pudiendo también interferir en los resultados obtenidos. En nuestro estudio, la posición de

ejecución del salto horizontal en la que el sujeto tuvo que mantener las manos detrás de la espalda, exige un mayor control de la flexión de la rodilla a nivel excéntrico, aspecto que aumenta la exigencia de actuación del cuádriceps (Keays, Bullock-Saxton, Newcombe, & Keays, 2003).

El grupo control evaluado en nuestro estudio presentó una asimetría funcional en la ejecución de ambos miembros en todos los test evaluados, registrando mejores resultados con el miembro dominante que con el miembro contralateral. Este efecto del miembro fue significativo para todos los test de la batería, excepto para el test de carrera de ida y vuelta con cambio de dirección (CIVCD). A diferencia de nuestro estudio, Barber y colaboradores (1990) y Petschnig y colaboradores (1998) no encontraron diferencias significativas en la ejecución de ambos miembros en el SHM en sujetos sanos físicamente activos. Sin embargo los métodos estadísticos utilizados por estos autores (prueba T y test de Wilconxon, respectivamente) fueron diferentes al nuestro, aspecto que podría afectar a la comparación de los resultados.

En cuanto a valores relativos (LSI) obtenidos en el SHM, en nuestro estudio no observamos diferencias entre los LSI de los pacientes y de los controles, coincidiendo con el estudio de Keays y colaboradores (2007), que también evaluaron pacientes intervenidos con plastia procedente de los tendones de la pata de ganso. Sin embargo, estos autores también testaron pacientes intervenidos del LCA con plastia procedente del tendón rotuliano, y sí observaron diferencias significativas entre los LSI de los controles y de los pacientes ($p < 0,001$), lo que parece indicar que la plastia utilizada en la RLCA puede afectar a la recuperación funcional para la ejecución del test SHM. Otros estudios evaluaron pacientes intervenidos mediante plastias procedentes del tendón rotuliano (Baltaci et al., 2012; Xergia et al., 2013) y, a diferencia de

nuestro estudio, registraron una asimetría mayor en el grupo de pacientes operados del LCA que en el grupo control ($p < 0,05$; $p < 0,001$). Está documentado que en la evaluación funcional los pacientes operados con una plastia procedente de los tendones de la pata de ganso obtuvieron resultados significativamente mejores ($p = 0,027$) en el SHM que los pacientes operados con una plastia procedente del tendón rotuliano (Wagner et al., 2005). Por lo tanto, las diferencias entre plastias en cuanto a resultados funcionales en la ejecución del SHM podrían explicar las diferencias observadas entre estudios.

En el test de carrera de ida y vuelta con cambio de dirección (CIVCD) no encontramos diferencias entre la ejecución de pacientes y controles, ni en valores absolutos ni relativos, en la misma línea que otros estudios (Keays et al., 2007). Además, el test de CIVCD es el único test de nuestra batería en el que no se observó un efecto significativo del miembro evaluado ($p = 0,165$), registrando resultados similares entre ambos miembros, en todos los grupos de estudio. No obstante, los resultados del miembro aventajado fueron ligeramente mejores que los del miembro desaventajado. Debido a las diferencias de los test de salto y test de carrera a nivel de exigencia funcional, no es de extrañar que los resultados de asimetría entre miembros en ambos test puedan diferir.

Si analizamos los resultados obtenidos por Barber y colaboradores (1990) en sujetos sanos, podemos observar diferencias entre los hallazgos relativos al test de salto vertical respecto a los test de CIVCD. Observamos que, a pesar de no haberse encontrado diferencias entre miembros en la ejecución del test de CIVCD en sujetos sanos físicamente activos, esto no ocurrió en los resultados obtenidos en el test de salto vertical ($p = 0,009$). Es posible que las diferencias observadas en cuanto a asimetría funcional entre el test de CIVCD y el test de salto se deban a

que la acción de salto incorpora un componente mayor de fuerza y estabilidad. Por otro lado, la naturaleza de la ejecución del test de CIVCD podría explicar este hallazgo, por la intervención simultánea de ambos miembros. Durante los cambios de dirección del test, un miembro cambia de dirección y el otro pivota, para cambiar el sentido de la carrera. Por ejemplo en el caso de los sujetos operados, al evaluar el miembro afectado, mientras el miembro afectado cambia de dirección, el miembro sano gira, por lo que la acción se compensa. Además, es posible que los pacientes protejan el miembro operado durante la carrera moderando la velocidad, lo que reduce la dificultad de la acción del cambio de dirección.

Comparando los LSI de pacientes y controles obtenidos en el test de CIVCD tampoco encontramos diferencias significativas. En un estudio (Baltaci et al., 2012), analizaron los valores relativos obtenidos en la realización del test CIVCD, y sí encontraron diferencias significativas entre pacientes operados del LCA y controles (LSI=97,9±3,3 y LSI=95,5±2,5, respectivamente; $p=0,029$). Siguiendo el mismo protocolo de test que utilizamos en nuestro estudio, sorprendentemente observaron que los valores de LSI registrados en pacientes en la ejecución del test CIVCD fueron significativamente mejores que los del grupo control. En nuestro estudio los pacientes y los controles obtuvieron valores muy similares (LSI=100,69±2,06 y LSI=100,56±2,91, respectivamente), no significativamente diferentes ($p=0,616$). Estos autores inciden en el esfuerzo realizado en las últimas fases de rehabilitación para conseguir una transición satisfactoria a la práctica deportiva, incluyendo en el proceso la utilización de test funcionales. Habría que conocer si los pacientes evaluados en este estudio realizaron el test de CIVCD durante las últimas fases del proceso de rehabilitación, y por lo tanto estaban más familiarizados con la ejecución del mismo, hecho que podría explicar que los pacientes obtuvieran un LSI mejor que los controles en este test.

En la evaluación de pacientes operados del LCA, se han estudiado diferentes modalidades de saltos verticales, sin embargo la utilización del test de salto vertical monopodal con caída previa (SVMCP) no es habitual. Ortiz y colaboradores (2007) incluyeron en su estudio el test SVMCP en pacientes operados del LCA, pero el tipo de análisis que realizaron fue biomecánico y neuromuscular, sin encontrar diferencias significativas entre ambos miembros. Ortiz y colaboradores (2010) también incluyeron el SVMCP en su investigación para evaluar el efecto de la fatiga en variables biomecánicas y de activación neuromuscular.

Siguiendo las recomendaciones de la literatura (Herrington et al., 2005; Thomeé et al., 2011), el SVMCP se incluyó como parte de la batería con intención de evaluar a los pacientes en situaciones más exigentes y próximas a las necesidades de la actividad deportiva real. Además, se seleccionó para añadir la evaluación de otro tipo de manifestación de la fuerza, en este caso la reflejo-elástico-explosiva, para complementar así las diferentes dimensiones de la función específicamente deportivas. En el salto vertical monopodal con caída previa (SVMCP), registramos el mayor tamaño del efecto ($\eta_p^2=0,440$) del miembro que ejecuta el test, a favor del miembro aventajado. Sin embargo, este efecto se expresó de manera no significativamente diferente en pacientes y controles. Tampoco se encontraron diferencias significativas entre grupos en los valores de LSI registrados. Cabe destacar la dispersión obtenida en los resultados, especialmente en el grupo control (pacientes operados del miembro dominante $88,46\pm 9,95$, pacientes operados del miembro no dominante $89,74\pm 9,39$, controles $97,15\pm 17,69$).

A pesar de que las diferencias existentes entre los test SVMCP y salto vertical monopodal, dificultan la comparación entre resultados, si revisamos algunos estudios que utilizaron el salto vertical monopodal, observamos que a diferencia del nuestro, Myer y colaboradores (2012)

observaron diferencias significativas entre la ejecución de pacientes y controles ($p < 0,01$). Los pacientes, ya reincorporados a sus prácticas deportivas previas a la lesión, obtuvieron un LSI=89% frente al LSI=101% del grupo control, en comparación con el LSI=89% de pacientes y el LSI=97% en controles, obtenidos en nuestro estudio en el SVMCP. En el estudio de Barber y colaboradores (1990), el salto vertical monopodal fue el único test funcional de los evaluados en el que se encontraron diferencias significativas ($p < 0,01$) entre miembros en sujetos sanos; además también encontraron diferencias significativas entre miembros en pacientes operados del LCA ($p < 0,01$). En valores relativos, a diferencia de nuestro estudio, también se observó una diferencia significativa ($p < 0,01$) en el LSI del salto vertical monopodal obtenido en pacientes operados del LCA, en comparación con el LSI obtenido en el grupo control (Myer et al., 2012).

Respecto a los resultados obtenidos en otros estudios de salto vertical, que a diferencia del nuestro con el SVMCP, mostraron diferencias significativas entre pacientes y controles, cabe destacar que los saltos verticales son test muy exigentes con una técnica difícil, lo que quizás pueda enturbiar los datos que se obtienen. El SVMCP fue el test de nuestro estudio que presentó una mayor desviación típica en el LSI, especialmente en la ejecución de los controles ($97,14 \pm 17,69$). Esto coincide el estudio de Barber y colaboradores (1990), en el que se registró la mayor desviación típica en el LSI de los controles, en este caso salto vertical monopodal (105 ± 22).

Además es posible que el test del presente estudio, basado en un salto vertical monopodal con caída previa, fuera demasiado exigente. A pesar de que ninguno de los sujetos evaluados se quejó por molestias o dolor durante la realización del test, en general se mencionó la dificultad del mismo, en comparación con el resto de test de la batería. La elección de una altura apropiada

para iniciar el salto es relevante (Wang & Peng, 2014). En nuestro estudio utilizamos una altura de 40 centímetros, ya que esta altura había sido previamente validada (Ortiz et al., 2007). Estudios más recientes observaron que la altura óptima para el SVMCP es de 30 centímetros (Wang & Peng, 2014), aspecto a tener en cuenta en futuras investigaciones.

En cuanto al test de escalera, se caracteriza por perseguir el menor tiempo de contacto en cada salto para avanzar lo más rápido a lo largo de una escalera, y para ello demanda reactividad en la acción, midiendo predominantemente la velocidad gestual. Este test se incluyó como parte de la batería con intención de evaluar en los pacientes una nueva dimensión de la función, y complementar así el análisis funcional. De forma similar a los test de salto, se observó una asimetría funcional del miembro aventajado respecto al sano ($p=0,023$), de forma no significativamente diferente en los tres grupos de estudio. En valores relativos, no se encontraron diferencias significativas entre los LSI de los pacientes y los controles (LSI=99,13±4,47 y LSI=100,19±3,25 respectivamente).

Aunque el test de escalera no es un test común en la literatura, también se utilizó en el estudio de Baltaci y colaboradores, (2012) que evaluó la función del miembro inferior de pacientes operados del LCA. A diferencia de nuestro estudio, encontraron diferencias significativas entre el LSI obtenido por los pacientes y el LSI de los controles (LSI=89,9±13,2 y LSI=97,8±3,6 respectivamente; $p=0,014$). Sin embargo, los pacientes fueron intervenidos con una plastia del tendón rotuliano, a diferencia de nuestro estudio que la plastia fue de procedencia isquiosural. Es posible que, de forma similar a la tendencia observada en el SHM, el tipo de plastia utilizada en la RLCA afecte a los resultados funcionales evaluados mediante el test de escalera. Por otro lado, nosotros utilizamos una plataforma de contacto para medir la duración del test, y desconocemos

el sistema de medición utilizado por Baltaci y colaboradores. Estos aspectos relativos al protocolo de test podrían explicar las diferencias observadas entre ambos estudios.

El test de estrella o SEBT es una herramienta fiable y validada que mide el equilibrio dinámico, siendo su uso especialmente frecuente en sujetos con inestabilidad de tobillo crónica. En nuestro estudio, nos decantamos por la inclusión del SEBT motivados por el hallazgo de Herrington y colaboradores (2009), que observaron que el SEBT permite detectar déficits asociados a la deficiencia del LCA. Estos autores registraron que los lesionados del LCA presentan déficits en la ejecución del test en comparación con los sujetos sanos asintomáticos. Concretamente, se observaron diferencias significativas en las direcciones anterior, lateral, y posteromedial.

En nuestro estudio se encontraron diferencias entre miembros en la ejecución del SEBT, a favor del miembro aventajado ($p=0,05$), sin embargo este efecto se expresó de manera similar en pacientes y en controles, para cada dirección de la estrella. Si consideramos los valores relativos de LSI, tampoco observamos diferencias de asimetría entre pacientes y sujetos sanos, en ninguna de las direcciones. El nivel de equilibrio dinámico de los pacientes operados del LCA, independientemente de la dominancia lateral, se mostró similar al nivel del grupo control, para todas las direcciones de la estrella. A diferencia del estudio de Herrington y colaboradores (2009), cuya muestra se formó por pacientes diagnosticados de una lesión del LCA, nosotros evaluamos a pacientes operados y rehabilitados de la lesión del LCA, aspecto relevante que quizás explique las diferencias entre ambos estudios.

Delahunt y colaboradores (2013), conscientes de que los déficits en el equilibrio dinámico predisponen a padecer una lesión ligamentosa de rodilla, realizaron un estudio para conocer

posibles carencias en pacientes operados del LCA. Evaluaron el equilibrio dinámico a dos grupos de mujeres jóvenes deportistas: un grupo de pacientes operadas del LCA y un grupo control. Coincidiendo con nuestro estudio, en el momento de la evaluación los pacientes ya habían vuelto a practicar deporte tras la RLCA. Estos autores incluyeron en su estudio la versión reducida del SEBT, también conocida como el Y Balance Test (YBT) (Hertel, Braham, Hale, & Olmsted-Kramer, 2006; Plisky, 2006). El YBT, se creó en base a los resultados obtenidos en un estudio con pacientes de inestabilidad de tobillo crónica, en base a la redundancia obtenida en ciertas direcciones, lo que permitió reducir el test a solo 3 direcciones: la anterior, la postero-medial y la postero-lateral (Hertel et al., 2006). Respecto a la comparación de los resultados obtenidos en el SEBT y en el YBT, cabe destacar que las estrategias de control postural utilizadas en la ejecución de ambos test difieren, aspecto que dificulta la comparación entre ambos test (Coughlan, Fullam, Delahunt, Gissane, & Caulfield, 2012).

Los resultados obtenidos por Delahunt y colaboradores (2013) en la evaluación del YBT mostraron que las mujeres deportistas operadas del LCA, a pesar de haber conseguido una reincorporación deportiva exitosa, disminuyeron su equilibrio dinámico en las direcciones postero-medial y postero-lateral, en comparación con el grupo control ($p=0,005$). Un estudio reciente (Clagg, Paterno, Hewett, & Schmitt, 2015) también comparó la ejecución en el YBT de controles y pacientes operados del LCA, en el momento de reincorporación deportiva. Mientras que el estudio de Delahunt y colaboradores encontraron diferencias significativas en 2 de las 3 direcciones del YBT, concretamente en las direcciones postero-medial y postero-lateral, opuestamente, Clagg y colaboradores (2015) encontraron diferencias en la dirección anterior ($p<0,001$). Para la dirección anterior, encontraron diferencias entre la ejecución del miembro aventajado de pacientes y controles, y diferencias entre la ejecución del miembro desaventajado

de pacientes y controles. Clagg y colaboradores comentan que las diferencias observadas entre ambos estudios podrían relacionarse con la disparidad de las características de la muestra, como por ejemplo por el tamaño muestral. Por otro lado, el YBT se diseñó en función de los resultados obtenidos en pacientes con una lesión diferente, por lo que posiblemente su uso no sea efectivo en pacientes operados del LCA.

En nuestro estudio no encontramos diferencias funcionales entre grupos en el test estrella, sin embargo Clagg y colaboradores (2015) y Delahunt y colaboradores (2013) observaron un equilibrio disminuido en los pacientes respecto a los controles. En comparación con nuestra investigación, los anteriores estudios realizaron un análisis estadístico (prueba T) diferente al de nuestro estudio. Además, los resultados se cuantificaron y expresaron como un porcentaje de la longitud del miembro para la comparación entre grupos. Si analizamos los valores relativos, nosotros tampoco observamos diferencias de asimetría entre los pacientes y los sujetos sanos, en ninguna de las direcciones. En este caso, este hallazgo sí coincide con los resultados obtenidos por Clagg y colaboradores, que tampoco encontraron diferencias significativas entre los grupos estudiados. Estos autores, sí encontraron diferencias entre la ejecución de pacientes y controles en valores absolutos pero obtienen el resultado contrario en el análisis de LSI ($p=0,98$). Esto parece indicar que en la evaluación funcional para la reincorporación deportiva tras la RLCA, las variables han de expresarse tanto en valores absolutos como en relativos (LSI), coincidiendo con las recomendaciones de los miembros del European Board of Sport Rehabilitation (Thoméé et al., 2011).

Los test funcionales han sido utilizados con asiduidad en la evaluación de la asimetría funcional de pacientes operados del LCA. Mediante su empleo, dependiendo del test, se

cuantifica la función global del miembro inferior indirectamente, en base a una distancia o un tiempo alcanzado. Estos datos se pueden utilizar predominantemente en forma de valores absolutos, analizando estadísticamente las diferencias entre los resultados obtenidos por cada miembro, o en valores relativos, mediante el llamado índice de simetría entre miembros (LSI). En ambos casos, para evaluar la recuperación de la función del miembro operado, se utiliza el miembro sano como referencia, como podemos observar habitualmente en la literatura. Esta práctica se debe a que habitualmente no es posible disponer de datos previos de los pacientes para poder hacer un seguimiento longitudinal. Sin embargo, algunos autores (Clark, 2001; Petschnig et al., 1998) sostienen que la utilización del miembro sano como referencia respecto al operado presenta limitaciones. Por ello, en el presente estudio también quisimos establecer comparaciones entre pacientes y controles.

Una de las posibles limitaciones de aceptar el miembro sano como referencia es la asunción de que la dominancia lateral no afecta a la asimetría funcional (Clark, 2001; Petschnig et al., 1998). En la evaluación funcional de pacientes operados del LCA habitualmente se utiliza el miembro sano como referencia respecto al operado, independientemente de la dominancia lateral, ya que se sugiere que la dominancia lateral no afecta a la asimetría del miembro inferior (Barber et al., 1990; Herrington et al., 2009; Petschnig et al., 1998), sin embargo esta afirmación no está probada (Clark, 2001).

Waters (2012) tuvo en consideración la posibilidad de que la dominancia lateral afectase a la asimetría funcional en pacientes operados del LCA, y así lo mostró en sus criterios de reincorporación deportiva. En algunos de los test que propuso, solicitó un LSI diferente si el miembro operado es el dominante o el no dominante. Por ejemplo, en el caso del test de salto

vertical, el LSI aceptado es el 85% si el miembro operado es el no dominante, y un 90% si es el dominante (no definió el criterio de dominancia utilizada). Por otro lado, sí se ha observado un efecto de la dominancia lateral en el riesgo de padecer una recaída, ya que los jugadores de fútbol operados del LCA en su miembro no dominante presentaron una cifra superior de segunda lesión en el miembro contralateral, que aquellos jugadores operados de su miembro dominante ($p=0,03$) (Brophy et al., 2012).

En el presente estudio se analizó el efecto de la dominancia lateral en la asimetría funcional del miembro inferior, y para ello se subdividió el grupo de pacientes operados del LCA en pacientes operados de su miembro dominante y pacientes operados de su miembro no dominante. La hipótesis planteada fue que los pacientes operados de su miembro no dominante, miembro con un nivel funcional inferior, presentarían mayor dificultad para alcanzar con su miembro operado los niveles funcionales del miembro sano de referencia, en este caso el dominante. Por el contrario, los pacientes operados de su miembro dominante, con un nivel funcional superior, presentarían mayor facilidad para alcanzar con su miembro operado los niveles funcionales del miembro sano de referencia, en este caso el no dominante.

Los resultados obtenidos mostraron que la dominancia lateral no tuvo un efecto en la asimetría, lo que reforzaría la posibilidad de utilizar el nivel funcional del miembro sano como referencia a alcanzar por el miembro operado, independientemente de la dominancia lateral, en concordancia con otros autores (Clark, 2001; Petschnig et al., 1998). En todos los test, menos en el test CIVCD, se observó una asimetría funcional significativa a favor del miembro aventajado, siendo este el miembro sano, tanto en el grupo de pacientes operados del dominante como del no dominante. En el test de CIVCD también se observó una mejor ejecución del miembro

aventajado respecto al no aventajado, sin embargo el efecto no fue significativo. Por lo tanto, nuestros resultados muestran que, el miembro que obtiene mejores resultados en los pacientes es independiente de la dominancia lateral, sino que se corresponde con el miembro sano.

Interesantemente, en los controles observamos diferencias entre miembros, a favor del miembro aventajado o dominante. Es decir, los controles sí presentaron diferencias en función de la dominancia lateral, registrando un mejor resultado con el miembro aventajado o dominante. Esto sugiere que, mientras que los sujetos sanos ejecutan mejor con su miembro dominante, los sujetos operados de LCA, una vez lesionados y operados, ejecutan mejor con su miembro sano, independientemente de la dominancia lateral.

Los resultados que obtuvimos en cuanto al efecto de la dominancia lateral en la asimetría funcional, no coinciden con los obtenidos por otros estudios, los cuales no encontraron diferencias significativas entre el miembro dominante y no dominante del grupo control, en los test funcionales que utilizaron, concretamente en diferentes test de salto (Petschnig et al., 1998). A diferencia de nuestro estudio, el miembro dominante se definió como aquel preferido para realizar un golpeo, sin embargo los test seleccionados evaluaron la capacidad de salto. Cuando nos referimos al miembro dominante como aquel que presenta un mayor nivel funcional, los autores utilizan diferentes criterios en cuanto al componente funcional al que se refieren. En nuestro estudio definimos miembro dominante como aquel preferido para realizar un salto, ya que se corresponde más con el gesto y la capacidad que evaluamos en la batería. Es posible que estas diferencias conceptuales afecten a los resultados obtenidos en los diferentes estudios.

Por otro lado, la utilización del miembro sano como referencia respecto al operado ha de hacerse con cautela, ya que se ha observado que en algunos pacientes la fuerza del miembro no

lesionado disminuye con el tiempo (Hiemstra, Webber, MacDonald, & Kriellaars, 2000; Neeter et al., 2006; Thomeé et al., 2012). Habitualmente la pérdida de fuerza del miembro sano se debe a la reducción del nivel de actividad física, producto de la inmovilización generalizada. Sin embargo, también puede ocurrir lo contrario, es decir, que el miembro sano aumente el nivel de fuerza si se transfiere una mayor parte del peso corporal para evitar cargar el miembro operado.

Respecto a la influencia en la asimetría funcional de variables como edad, género, y nivel de práctica deportiva, se ha observado que estas variables no afectan a la asimetría. Esto facilita el uso del LSI en poblaciones con diferentes edades, géneros y nivel de actividad deportiva, situación característica de la muestra de la mayoría de los estudios que investigan la rodilla (Barber et al., 1990). No se han encontrado diferencias entre hombres y mujeres respecto a la comparación entre ambos miembros en la evaluación mediante test funcionales, por lo que los pacientes operados del LCA se pueden evaluar independientemente del género (Barber et al., 1990; Gustavsson et al., 2006; Itoh et al., 1998). Lo mismo sucede para la variable edad. En cuanto al nivel/frecuencia de práctica deportiva, no se encontró una diferencia en cuanto a asimetría funcional expresada en LSI, por lo que no es indispensable tener este factor en cuenta (Barber et al., 1990). Todos los sujetos de nuestra muestra cumplieron un nivel de práctica deportiva mínimo, establecido por la escala Tegner (nivel 3), pero hubo diferencias en cuanto a la frecuencia de práctica deportiva entre los sujetos.

6.2. Objetivo 2: Evaluar y comparar el efecto de la fatiga en la asimetría funcional en sujetos operados del LCA y sujetos sanos.

La mayor parte de las lesiones del LCA ocurren durante la práctica deportiva, especialmente en una situación de fatiga (Boden et al., 2000). Sin embargo, habitualmente los test funcionales se realizan en ausencia de fatiga. Para evaluar y comparar la función del miembro operado respecto al sano, se ha sugerido que la evaluación funcional se realice en condiciones de fatiga (Augustsson & Thomeé, 2000). Además se observó que los resultados funcionales varían significativamente en una situación de fatiga respecto a una situación en ausencia de fatiga (Augustsson et al., 2004). Por lo tanto, evaluar la función en una situación de fatiga, contribuye a asegurarnos de que los pacientes operados del LCA están preparados para la reincorporación deportiva (Bien & Dubuque, 2015).

Está ampliamente aceptado que la fatiga (fisiológica, neurológica y psicológica) afecta al rendimiento físico. La fatiga modifica la eficiencia de la capacidad de contracción de las fibras musculares extrafusales y supone un reto para la eficiencia de la información aferente en los usos neuromusculares, los cuales alteran el control neuromuscular. En base a esta idea, no es de extrañar que la fatiga pueda afectar a la ejecución en los test funcionales (Gribble et al., 2012). Por lo tanto, cobra sentido el evaluar si los resultados obtenidos en test funcionales empeoran con la fatiga, es decir, si la asimetría funcional aumenta en contra del miembro operado. Es por ello que en el presente estudio se evaluaron los pacientes antes y después de la realización de un protocolo de fatiga. A continuación se discuten los resultados obtenidos en cuanto al efecto de la fatiga en la asimetría funcional de pacientes y controles, para cada uno de los test de la batería.

En nuestro estudio, se observó un efecto de la fatiga en la ejecución de los tres primeros test de la batería ($p < 0,001$) (SHM, CIVCD, SVMCP), los resultados obtenidos en la evaluación post-fatiga fueron significativamente peores a los de la evaluación pre-fatiga. En los test de escalera y estrella, no se observó un efecto de la fatiga en la ejecución, los resultados antes y después del protocolo de fatiga fueron similares. Los test de la batería se ordenaron considerando el tipo de esfuerzo que requería cada test, para que en la evaluación post-fatiga el nivel de fatiga se mantuviera de la forma más homogénea posible. De hecho, entendíamos que la propia realización de los test podría proporcionar un efecto de acumulación de fatiga, por lo que el nivel de fatiga se mantendría. Habiendo observado que en los test de escalera y de estrella no se registró un efecto de la fatiga, es posible que el nivel de fatiga disminuyera a lo largo del proceso de evaluación funcional posterior a la realización del protocolo de fatiga. Para conservar el estado de fatiga, quizás se requiera de la repetición del protocolo de fatiga más de una vez, del diseño de un protocolo de fatiga diferente o de una nueva disposición de los test de la batería.

En cuanto a los dos momentos de evaluación, procede destacar que en la evaluación pre-fatiga, el hecho de no poder disponer de recuperaciones completas entre las repeticiones, para no prolongar en demasía la duración de la batería y que fuese posible su puesta en práctica, no garantiza la ausencia de fatiga en la evaluación previa al protocolo de fatiga. En cuanto a la evaluación post-fatiga, los efectos observados para los 3 primeros test muestran que sí se consiguió inducir fatiga de forma significativamente diferente en la evaluación post-fatiga respecto a la pre-fatiga.

En aquellos test en los que se observó un efecto de la fatiga (SHM, CIVCD, SVMCP), esta no afectó a la asimetría funcional, ni en valores absolutos ni relativos, en ninguno de los grupos

estudiados para todos los test. Nuestros resultados no coinciden con los observados por Augustsson y colaboradores (2004) en pacientes operados del LCA, en la ejecución del test de SHM, en el que se registraron alteraciones de la asimetría funcional en presencia de fatiga, tanto en valores absolutos como en valores relativos. En cuanto a los resultados de LSI, mientras que todos los sujetos estudiados mostraron una asimetría funcional normal en el test SHM realizado en ausencia de fatiga, cuando se realizó el test en una condición de fatiga tan solo un tercio de la muestra mostró una asimetría aceptable. Por lo tanto, estos autores sugieren que la evaluación funcional de pacientes operados del LCA debe realizarse en situaciones de ausencia y presencia de fatiga, para proporcionar un enfoque más realista. Esta “doble” evaluación más extensa no sería necesaria según los resultados de nuestro estudio, lo que agilizaría el proceso de evaluación funcional.

Augustsson y colaboradores (2004), atribuyeron las diferencias observadas en la ejecución en ausencia y presencia de fatiga, a una posible compensación muscular. Resulta contradictorio que los pacientes, habiendo registrado resultados favorables en los test funcionales, registren déficits de fuerza en la musculatura del cuádriceps. Los autores explicaron que los extensores de cadera y tobillo compensan el déficit de la musculatura extensora de rodilla durante la ejecución del test en ausencia de fatiga. Sin embargo, cuando se realiza el test en una situación de fatiga, es posible que esta compensación no ocurriese si los extensores de cadera y tobillo se viesen afectados por la fatiga, y por lo tanto se registrarían resultados empeorados en el miembro operado. Con intención de desenmascarar esta posible compensación muscular que pudiese alterar los resultados, el diseño de nuestro protocolo de fatiga pretendió incluir la intervención de toda la musculatura, mediante un acto motor que implique la triple extensión articular (cadera, rodilla, tobillo). Teniendo en cuenta la ausencia de diferencias significativas entre los dos momentos de

evaluación, es posible que la compensación muscular mencionada no haya ocurrido en la situación pre-fatiga respecto a la post-fatiga.

Con intención de tener en cuenta la fatiga en la evaluación funcional de pacientes operados del LCA, Gustavsson y colaboradores (2006) incluyeron en su batería, además de saltos máximos, un test de mayor duración y alta intensidad que induce fatiga. Observaron diferencias significativas entre los dos miembros de los pacientes ($p < 0,01$), registrando resultados superiores en pacientes que en controles. Sin embargo, estas diferencias no variaron en los test que inducen fatiga respecto a los test de saltos máximos. Según este estudio, no queda claro por lo tanto que en una situación de fatiga la asimetría varíe de forma significativa.

En el caso del test de estrella o SEBT, para la evaluación del equilibrio dinámico, un grupo de investigadores (Gribble, Hertel, Denegar, & Buckley, 2004) consideraron que la fatiga podría ser un factor que afectara a la asimetría funcional en este test, concretamente en sujetos afectados por inestabilidad de tobillo crónica. Observaron que la fatiga tuvo un efecto disminuyendo el rendimiento en pacientes y controles ($p < 0,001$), y además, se disminuyó el rendimiento del miembro operado de los pacientes respecto al miembro aventajado de pacientes y controles. La diferente patología de la muestra evaluada por Gribble y colaboradores (2004) respecto a la de nuestro estudio, podría explicar las diferencias entre ambos estudios. En el presente trabajo, a pesar de que se registró un efecto significativo de la fatiga en el LSI de la estrella ($p = 0,044$), debido a que en valores absolutos no se expresó tal efecto, no lo tuvimos en consideración.

Las diferencias en el diseño experimental de los protocolos de fatiga hace difícil la comparación entre los estudios y el establecimiento de conclusiones acerca del papel de la fatiga en la función. Posiblemente, las diferencias entre los protocolos de fatiga utilizados expliquen las

diferencias en los resultados observados entre los diversos estudios. El tipo de fatiga que percibe un músculo en concreto o grupo muscular depende de las propiedades de los músculos en sí mismos, así como de la frecuencia, fuerza, duración, y tipo de contracción que induce la fatiga muscular (Behm & St-Pierre, 1997). Por lo tanto, las posibles alteraciones que ocurran dependerán del tipo de fatiga inducida, susceptibles de altos niveles de variación.

En cuanto a los métodos utilizados en los diferentes estudios, podrían clasificarse en función del tipo de tarea realizada en protocolos funcionales y no funcionales. Los protocolos funcionales se caracterizan por la ejecución de una tarea de similar naturaleza a la tarea a analizar. En base a las recomendaciones de la literatura, seleccionamos un protocolo funcional, basado en un acto motor de simulación de saltos repetitivos (Sanna & Connor, 2008; Santamaria & Webster, 2010). Teniendo en cuenta el tipo de test evaluados en la batería, nuestro protocolo de fatiga, basado en la simulación de saltos repetitivos, es más funcional que el empleado por Augustsson y colaboradores (2004), el cual consistió en fatigar al músculo de forma aislada en una máquina de extensión de cuádriceps hasta el fallo.

Considerando que la fatiga se refiere a procesos inducidos por ejercicio que resultan en una reducción de la capacidad del músculo para generar fuerza (Gandevia, 2001; Taylor & Gandevia, 2008), dimos el test de fatiga por finalizado cuando el sujeto mostró cierta caída de la potencia registrada (previamente establecida) o cuando el sujeto no fue capaz de continuar con la ejecución del test, criterios utilizados en otros estudios (Tsai et al., 2009). Algunos sujetos, a pesar de recibir ánimos continuos durante su ejecución, no fueron capaces de continuar el test antes de haber alcanzado la caída de potencia establecida. Es posible que los sujetos manifestaran un comportamiento protector de la rodilla.

6.3. Objetivo 3: Observar si el nivel de recuperación funcional tras la RLCA se corresponde con las recomendaciones para la práctica deportiva.

Determinar la reincorporación deportiva tras la RLCA es un reto, y los criterios que se han venido utilizando para determinarla necesitan ser mejorados, e incluir test más específicamente deportivos (Thoméé et al., 2011). En el presente estudio se evaluó la asimetría funcional del miembro inferior de pacientes operados del LCA mediante una batería de test funcionales, de cara a valorar la idoneidad de la participación deportiva. Siguiendo las recomendaciones de la bibliografía, el diseño de la batería pretendió recoger test que reprodujeran los esfuerzos propios de la actividad deportiva. Por otro lado, determinar cuál es el resultado óptimo a obtener en estos test, es motivo de discusión entre los diferentes autores (Thoméé et al., 2012).

Para determinar la reincorporación deportiva tras la RLCA, se ha sugerido la utilización de baterías de test como métodos más sensibles en comparación con los test individuales, para discriminar entre la función del miembro operado y del sano (Gustavsson et al., 2006; Neeter et al., 2006; Thoméé et al., 2012). Mientras que un único test funcional puede resultar en valores satisfactorios, cuando se utilizan criterios más exigentes como las baterías de test, los resultados funcionales registrados empeoran (Thoméé et al., 2012). Se evalúan los dos miembros por separado, y habitualmente se utiliza el LSI o índice de simetría entre miembros, para expresar la ejecución del miembro operado como un porcentaje de la ejecución del miembro no operado, sin embargo en la literatura se sigue debatiendo acerca del uso del LSI.

Los saltos monopodales se utilizan comúnmente en la evaluación funcional de rodilla en pacientes operados del LCA, para reflejar una alta demanda física (Rudolph et al., 2000). Los valores del LSI recomendados se basan en los resultados obtenidos en la realización del saltos

horizontales por sujetos sanos. Sin embargo, no hay un acuerdo en cuanto a la determinación del valor óptimo del LSI. Mientras que la sugerencia habitual era de un ratio normal de LSI igual o mayor de 85% (Barber et al., 1990) o 90% (Augustsson et al., 2004; Juris et al., 1997), en correspondencia con los valores de asimetría en la ejecución de saltos observados en sujetos sanos, más recientemente se recomienda utilizar un LSI más exigente, superior a 95% o 100%, para contribuir así a una reincorporación deportiva exitosa. Cuando se utilizan criterios más exigentes para evaluar el resultado de la función, aumentando el LSI aceptado como aceptable de $\geq 85\%$ o $\geq 90\%$ a valores como $\geq 95\%$ o $\geq 100\%$, los resultados funcionales registrados resultaron pobres, aspecto a tener en cuenta en la toma de decisión para conseguir una reincorporación deportiva segura (Thomeé et al., 2012).

Barber y colaboradores (1990) registraron que más del 90% de los sujetos sanos obtuvieron un LSI del 85% en el salto horizontal monopodal. Por otro lado, Fitzgerald y colaboradores (2000), en pacientes lesionados del LCA después de un tratamiento conservador, observaron que los sujetos que consiguieron reincorporarse al deporte alcanzaron un valor de LSI medio en el SHM de $91,9 \pm 8,9$, frente a un LSI de $82,5 \pm 9,4$ de los sujetos que no fueron capaces de volver a practicar deporte. Tomando como referencia estos resultados, otros autores asumieron un $LSI \geq 90\%$ como valor aceptable para permitir la reincorporación deportiva de pacientes operados del LCA (Gustavsson et al., 2006).

En el presente estudio observamos que si aumentamos el LSI aceptado en los test funcionales, se reduce el número de pacientes aptos para la participación deportiva. Sin embargo, debemos ser cautos en la utilización del LSI como parámetro principal, y se recomienda la comparación de los valores de los pacientes con los de los controles (Melick, Cingel, & Tjissen, 2013). De hecho,

la caída en el número de pacientes aptos que se produce si aumentamos el LSI recomendado, se observa también en el grupo control de nuestro estudio. Esto refuerza la necesidad de reconsiderar el criterio de LSI válido para la reincorporación deportiva. Mientras que el valor del LSI sí se ha establecido para algunos test de salto en sujetos sanos, para otros test funcionales diferentes el LSI óptimo puede diferir. Quizás, a cada test le corresponda un LSI aceptable diferente. El hecho de que en un test se obtenga un LSI menor, no tendría que necesariamente indicar que es más sensible para identificar déficits en pacientes operados del LCA (Petschnig et al., 1998).

En la valoración de los resultados obtenidos en los test funcionales de cara a considerar la reincorporación deportiva, una diferencia aceptable entre ambos miembros sería aquella inferior o igual a 10%, independientemente del tipo de test utilizado (Edson et al., 2010). Sin embargo, ya que cada test refleja un componente funcional diferente, entendemos que se podrían analizar los test por separado, con los LSI que correspondan a cada test. En el estudio de Gustavsson y colaboradores (2006) se observó que el 91% de los pacientes operados del LCA presentaron LSI deficientes en al menos un test de la batería de test de saltos. Estos resultados refuerzan la idea de que el criterio de LSI óptimo en los diferentes test requiere revisión.

En nuestro estudio, la evaluación funcional se realizó unos 5 años después desde la cirugía ($4,98 \pm 1,80$). Para el test de SHM registramos un valor medio de LSI en pacientes de $94,86 \pm 7,30$. Estos valores son similares a los obtenidos por Thomeé y colaboradores (2012) a los 2 años de la operación, registrando un $LSI=95,5 \pm 7,8$. Si nos fijamos en los resultados del SHM a los 6 meses de la cirugía, momento en el que habitualmente se concede la reincorporación deportiva a los pacientes operados del LCA, observamos que los valores de LSI son inferiores, registrando cifras

de $88 \pm 13,4$ (Keays et al., 2007), $88,2 \pm 9,5$ (Reid et al., 2007) y/o $86,3 \pm 11,6$ (Thomé et al., 2012). El nivel funcional parece mejorar a lo largo del tiempo, coincidiendo con el argumento de Thomé y colaboradores.

Petschnig y colaboradores (1998), utilizaron el SHM, el triple salto horizontal, y saltos verticales para la evaluación funcional después de la RLCA. Los pacientes evaluados alcanzaron resultados de LSI óptimos según su criterio de $\geq 85\%$, exceptuando el test de salto vertical monopodal. Con una tendencia similar, aunque alcanzando un LSI superior, en nuestro estudio observamos que, en todos los test de batería los pacientes alcanzaron una media de LSI superior $\geq 90\%$, exceptuando el SVMCP por una ligera diferencia, registrando un valor medio de $89,17 \pm 9,38$. En ambos estudios los resultados de los controles superaron a los de los pacientes, alcanzando en cada uno de los test un LSI $\geq 95\%$. En cuanto a las diferencias observadas en los LSI de los pacientes, la batería de test del estudio de Petschnig y colaboradores incluyó exclusivamente saltos, a diferencia de nuestra batería. Considerando que los saltos por su exigencia resultan en valores de LSI inferiores a los de otros tipo de test (ej: test de agilidad), no es de extrañar que los LSI obtenidos por estos autores sean inferiores a los de nuestro estudio.

Los anteriores resultados se refieren a las medias obtenidas en cada test para cada grupo de muestra, sin embargo es necesario realizar un análisis más detallado que nos permita una mayor comprensión. En función de cada test y del valor de LSI solicitado para la práctica deportiva, los resultados obtenidos por los pacientes y controles varían. Los test de salto, y especialmente el SVMCP, son los que obtuvieron peores valores de LSI entre los sujetos evaluados. Por el contrario, los test de CIVCD, la escalera y algunas de las direcciones de la estrella, obtuvieron

los mejores resultados de asimetría. Si tenemos en cuenta los resultados obtenidos por cada sujeto para cada test, obtenemos resultados diversos.

Para un $LSI \geq 85\%$ prácticamente la totalidad de los sujetos evaluados en el estudio superaron todos los test de la batería, exceptuando principalmente el SVMCP en el que se observó que tan solo un 63% de los pacientes y el 80% de los controles alcanzaron el valor solicitado. Según el test SHM, obtuvimos que el 100% de los pacientes presentaron LSI óptimos para la reincorporación deportiva. Sin embargo, en estudios como el de Mattacola y colaboradores (2002) tan solo un 53% alcanzaron un $LSI \geq 85\%$, es decir, poco más de la mitad de los pacientes operados del LCA presentaron valores óptimos. Una vez más, estos resultados relativos a una peor función en comparación con nuestro estudio, se corresponden con una evaluación realizada en pacientes operados mediante una plastia de tendón rotuliano, técnica que parece resultar en peores resultados funcionales que la realizada con tendones de pata de ganso.

Continuando por los resultados correspondientes a un $LSI \geq 85\%$, Baltaci y colaboradores (2012) registraron que la totalidad de los pacientes alcanzaron el valor solicitado para el test de CIVCD, coincidiendo con nuestro estudio. Tanto estos autores como nosotros, atribuimos estos resultados a la efectividad del programa de rehabilitación que siguieron los pacientes. Sin embargo, Baltaci y colaboradores observaron que el 27% de los pacientes no alcanzaron un $LSI \geq 85\%$ ni en el SHM ni en el test de escalera. La falta de información acerca del protocolo del test de escalera que siguieron estos autores, nos dificulta encontrar una explicación ante las diferencias respecto a nuestro estudio.

Si aumentamos el LSI aceptado a 90%, mientras que el 100% de los pacientes sigue superando el test CIVCD, en el test de escalera, y en la dirección anterior de la estrella, las cifras

se redujeron a un 79% según el SHM, a un 68% según la dirección postero-medial de la estrella y a un 53% de pacientes según el SVMCP. Mientras que la totalidad de los controles también superaron el test de CIVCD, sorprendentemente registramos que tan solo un 60% de los sujetos presentaron un nivel funcional óptimo en el SVMCP. Estas diferencias entre test en el grupo control, parece indicar que debemos ser cautos en la utilización del LSI como parámetro principal, y comparar los valores de los pacientes con los de los controles (Melick et al., 2013).

Nuestros resultados correspondientes al test de CIVCD, coinciden con los del estudio de Barber y colaboradores (1990), que evaluaron a pacientes con LCA deficientes, sin haber sido operados. También encontraron que más del 90% de su muestra obtuvo valores de $LSI \geq 90\%$ para dicho test. Por otro lado, el hecho de que el 79% de los pacientes presentaron un $LSI \geq 90\%$ en el SHM, representan valores muy superiores a los obtenidos por otros estudios en similares condiciones, en los que tan solo entre un 37% de los pacientes operados del LCA presentaron valores óptimos (Gustavsson et al, 2006). En ambos estudios, la totalidad de los controles alcanzaron el LSI solicitado. Estos resultados refuerzan la idea de que la recuperación de los pacientes de nuestro estudio fue exitosa. En cuanto a los resultados obtenidos en el grupo control, en nuestro estudio obtuvimos que según el test SHM, el 100% de los controles presentaron LSI óptimos, valores que coinciden con los obtenidos por otros estudios, en los que también obtuvieron que la totalidad de los sujetos sanos presentaron valores de LSI aceptables (Gustavsson et al, 2006). Sin embargo, otros estudios obtuvieron que el 81% de los sujetos sanos alcanzaron un LSI óptimo (Barber et al., 1990).

Para el test SVMCP, obtuvimos que, para $LSI \geq 90\%$, un 53% de los pacientes presentaron LSI óptimos para la reincorporación deportiva, valores superiores a los obtenidos por otros estudios

con test de salto vertical monopodal en los que tan solo un 14% de los pacientes operados del LCA alcanzaron las cifras solicitadas (Gustavsson et al, 2006). Estos resultados refuerzan la idea de que la recuperación de los pacientes de nuestro estudio fue exitosa. La utilización de diversos tipos de saltos, permite la evaluación de diferentes capacidades, y por lo tanto, aumenta la oportunidad de detectar posibles déficits. Por ello, en nuestro estudio incluimos el salto vertical monopodal con caída previa (SVMCP), test de alta exigencia física y técnica.

En cuanto a los resultados obtenidos por los controles en el test de SVMCP, el 60% de los controles presentaron un $LSI \geq 90\%$, valores inferiores a los obtenidos por otros estudios con otros test de salto vertical monopodal, en los que solo el 87% de los sujetos sanos presentaron valores de LSI óptimos (Gustavsson et al, 2006). Sin embargo, otros estudios que evaluaron mediante test de salto similares, registraron un porcentaje de sujetos sanos con LSI aceptables de tan solo un 48% (Barber et al., 1990). En el estudio de Petschnig y colaboradores (1998), en el test de salto vertical los pacientes operados del LCA obtuvieron LSI inferiores a 85%. Las diferencias entre los resultados obtenidos en los diversos estudios podrían explicarse por las diferencias entre los test utilizados.

Para un $LSI \geq 95\%$ y $LSI \geq 100\%$, las cifras caen, tanto en el grupo de pacientes como en el de sujetos sanos. No es habitual el uso de LSI tan elevados en los estudios, lo que explica que incluyéramos en nuestro trabajo un análisis considerando valores más exigentes, siguiendo las recomendaciones de la literatura (Thoméé et al., 2012). Para un $LSI \geq 95\%$, mientras que según el test de CIVCD el 100% de los pacientes alcanzaron valores óptimos para la reincorporación deportiva, según el SHM se obtuvo que tan solo un 37% de los pacientes alcanzaron el valor solicitado, y según el SVMCP tan solo un 32% de los pacientes podrían volver a su nivel

deportivo previo. Waters (2012) sugirió que los valores de LSI óptimos se adecuen al tipo de test evaluado, proponiendo cifras que oscilen entre 85% y 90%. Si demandamos que los sujetos alcancen un LSI igual o superior al 100%, los porcentajes relativos a la reincorporación caen tanto que quizás sea un valor de uso inapropiado. Considerando un $LSI \geq 100\%$ tan solo el 30% de los controles según el SHM y el 11% de los pacientes según el SVMCP alcanzarían valores óptimos para la práctica deportiva.

A pesar de la dificultad que supone sintetizar los resultados que obtuvimos en los diferentes test, para los diferentes valores de LSI posibles, considerando cada grupo de muestra, podemos destacar que los resultados menos favorables se obtuvieron en los test de salto, especialmente, en el SVMCP. Las diferencias obtenidas entre ambos test de salto, SHM y SVMCP, parecen lógicas teniendo en cuenta que miden diferentes aspectos de la habilidad de salto y diferentes manifestaciones de la fuerza. Fue en estos test, en los que un menor porcentaje de pacientes alcanzaron los diversos valores de LSI solicitados. Los buenos resultados obtenidos en el resto de test, podría deberse al éxito del programa de rehabilitación que completaron los pacientes.

Por otro lado, considerando los resultados obtenidos en los test de escalera y CIVCD aisladamente, pensaríamos que el nivel funcional de los pacientes es adecuado. Sin embargo, si añadimos otros test que requieren de otros componentes de la función, los resultados en cuanto a la asimetría funcional empeoran. Esta situación podría explicar las altas cifras de recaída lesional incentivadas por permitir la práctica deportiva sin estar en condiciones óptimas para ello. Cobra sentido por lo tanto, la utilización de una batería de test que incluya las diferentes demandas funcionales que pueda requerir la actividad física concreta. Además, es posible que el LSI idóneo difiera en función de la naturaleza del test. El hecho de que en un test se obtenga un LSI menor,

no tiene que necesariamente indicar que es más sensible para identificar déficits en pacientes operados de LCA (Petschnig et al., 1998)

Mientras un único test funcional puede resultar en valores satisfactorios, cuando se utilizan criterios más exigentes, como por ejemplo aumentando el número de test, las cifras de pacientes aptos se reducen. Por ello, en la literatura se sugiere el uso de varios test para evaluar la función de la rodilla tras la RLCA (Baltaci et al., 2012). Una vez revisados los resultados relativos a cada test individualmente, a continuación se discuten los resultados obtenidos por los sujetos en el conjunto de test o batería.

Mientras que para un $LSI \geq 85\%$ un 58% de los pacientes superaron todos los test de la batería, si aumentamos el LSI a $\geq 95\%$ ningún paciente alcanzó el valor solicitado. En el caso de los sujetos sanos, para un $LSI \geq 85\%$ un 80% de los sujetos superaron todos los test de la batería, y si aumentamos el LSI a $\geq 95\%$ tan solo un 30% de los controles alcanzaron los valores recomendados en los 5 test. Si reducimos el número de test válidos necesarios para conseguir la reincorporación deportiva, lógicamente el número de sujetos aptos aumenta, y esto ocurre tanto en el grupo de pacientes como en el grupo de controles. La totalidad de sujetos del estudio superan al menos un test de la batería para todos los valores de LSI propuestos, observándose cifras superiores de éxito en el grupo control a medida que se aumenta el número de test a superar y el valor del LSI solicitado.

En el estudio de Gustavsson y colaboradores (2006), evaluaron a pacientes operados del LCA y controles mediante una batería de saltos que incluyó el SHM, el salto vertical y el salto lateral. Para un $LSI \geq 90\%$, el 20% de los controles no superaron todos los test de la batería realizada, frente al 60% que registramos en nuestro estudio. Estas diferencias posiblemente se deban a que

nuestra batería incluyó el SVMCP, test que obtuvo peores resultados tanto en pacientes como en controles. Las cifras observadas en pacientes fueron similares entre ambos estudios, indicando que el 91% no superó todos los test de la batería en el estudio de Gustavsson y colaboradores, frente al 89% de nuestro estudio. En el grupo de pacientes operados del LCA, el 54% de los sujetos no alcanzó los valores solicitados en ninguno de los test, y un 35% obtuvo LSI óptimos en los 3 test de la batería. En nuestro estudio ningún paciente falló en todos los test, posiblemente motivado por los buenos resultados obtenidos en algunos de los test, como los test de CIVCD y escalera, para los que el 100% de los pacientes alcanzaron un $LSI \geq 90\%$. El 11% de los pacientes que evaluamos superaron todos los test de la batería para un $LSI \geq 90\%$, cifras inferiores al 35% obtenido por Gustavsson y colaboradores, posiblemente motivado por el mayor número de test de nuestra batería, que se compuso de 5 test frente a los 3 test de los autores mencionados.

En el estudio de Thomeé y colaboradores (2012) en el que se evaluaron pacientes operados de LCA mediante un batería de 3 test de saltos, incluyendo el SHM, el salto lateral, y el CMJ, se observó que mientras para un $LSI \geq 85\%$ un 60% de los pacientes superaron todos los test de la batería, a medida que se solicita un LSI mayor (90%, 95%, 100%) el porcentaje de sujetos cae gradualmente, hasta alcanzar un valor de un 6% para un $LSI \geq 100\%$. Cuánto más exigente es el criterio utilizado, menos satisfactorios son los resultados obtenidos. Esta tendencia es la que se observó en nuestro estudio. A medida que aumentamos el LSI requerido y el número de test a superar, el número de sujetos que alcanzan los requisitos se reduce progresivamente. De hecho, para un $LSI \geq 95\%$, ningún paciente superó todos los test de la batería, y para un $LSI \geq 90\%$ tan solo lo consiguió el 11%. De nuevo, parece que el uso del LSI en la evaluación funcional de pacientes tras la RLCA requiere de mayor investigación (Thomeé et al., 2012).

En el análisis individual de los test comprobamos que el test que obtuvo peores resultados fue el SVMCP, probablemente un test demasiado exigente y de difícil ejecución. Por otro lado, el test de estrella al requerir la obtención del valor óptimos para cada una de sus de 8 direcciones para considerarse el test como superado, fue el segundo test después del SVMCP en el que los sujetos no alcanzaron el LSI solicitado en alguna de sus direcciones. Teniendo en cuenta estas consideraciones, si no contabilizamos estos dos test, y nos fijamos en los resultados de los sujetos que alcanzaron el LSI recomendado en al menos 3 de los 5 test de la batería, comprobamos que para un $LSI \geq 85\%$ el 100% de los pacientes y de los controles superaron al menos 3 test. Si aumentamos la exigencia del LSI a un valor igual o superior a 95%, un 58% de los pacientes y un 70% de los controles superaron al menos 3 de los test de la batería. Estas cifras registradas en pacientes para un $LSI \geq 95\%$, valor recomendado en la literatura reciente, se acercan al porcentaje de pacientes que alcanzaron la reincorporación deportiva en el presente estudio. Nos referimos al 53,63% de sujetos operados evaluados que volvieron a realizar práctica deportiva al mismo nivel o a un nivel superior que antes de la lesión.

La variabilidad observada en los resultados muestra que, mientras que algunos pacientes no alcanzan valores aceptables de LSI, algunos pacientes superan el 100%. La condición de superar al menos 3 test de la batería para considerar un nivel aceptable para la práctica deportiva, parece resultar en un criterio realista en base a las cifras reales de reincorporación deportiva que se registraron en nuestro estudio. Sin embargo, como se comentará posteriormente, es posible que detrás de la decisión del paciente de volver a practicar deporte al mismo nivel que antes de la lesión, se hallen otros motivos diferentes al nivel funcional del sujeto, entre los que se encuentra la preparación psicológica. Recordamos que, a pesar de que poco más de la mitad de los pacientes se reincorporaron a su nivel deportivo previo, todos ellos habían recibido el alta

médica y del fisioterapeuta para tal fin. Por lo tanto, para hacer una análisis más ajustado a la realidad hay que tener en cuenta diversos factores que puedan cobrar importancia.

En el presente estudio, algo más de la mitad de los sujetos operados volvieron a realizar práctica deportiva al mismo nivel o a un nivel superior que antes de la lesión, resultados obtenidos según la escala Tegner de nivel de práctica deportiva, comparando la puntuación anterior a la lesión del LCA y la puntuación después de la rehabilitación de la RLCA. Estas cifras coinciden con las obtenidas en otro estudio que observó que a pesar de que todos los sujetos estudiados recibieron el alta médica para reincorporarse al deporte, tan solo la mitad volvió a competir con normalidad durante el primer año (Langford et al., 2009). En el caso de jugadores de fútbol americano, en estudiantes adolescentes y universitarios, las cifras de reincorporación deportiva ascienden ligeramente, alcanzando un 63% y 69% respectivamente (McCullough et al., 2012). La situación es bien distinta si hablásemos de deporte profesional, ya que el nivel de dedicación al proceso de rehabilitación es máximo, y existen importantes intereses vinculados a la reincorporación deportiva. En baloncesto profesional por ejemplo, se alcanzan cifras de reincorporación deportiva de un 98% (Harris et al., 2013).

Observamos que en el grupo de pacientes un porcentaje considerable de sujetos no alcanza valores óptimos para la práctica deportiva, especialmente si atendemos a valores de LSI más exigentes de entre 95% y 100%. Sin embargo, podemos observar una tendencia similar en el grupo de sujetos sanos. Teniendo en cuenta que la asimetría funcional de los pacientes es similar a la de los controles, quizás sean otros los motivos que expliquen la baja tasa de reincorporación deportiva, como por ejemplo el aspecto psicológico. Baltaci y colaboradores (2012) también registraron un descenso en el nivel de práctica deportiva después de la rehabilitación, a pesar de

haber obtenido resultados favorables en la evaluación funcional, aspecto que atribuyen al miedo a la recaída. Además, los sujetos una vez rehabilitados, suelen decantarse por deportes de menor riesgo de lesión que los que solían hacer cuando se lesionaron.

En la determinación de la reincorporación deportiva, el componente psicológico, específicamente el miedo a la recaída, juega un papel fundamental, sin embargo es frecuentemente infravalorado (McCullough et al., 2012). Esta reacción predomina en las etapas tempranas del proceso de rehabilitación, momento en el que se debe intervenir educando al paciente acerca del proceso y ajustando las expectativas, lo que requiere del establecimiento de una buena comunicación entre paciente y terapeuta (McVeigh & Pack, 2015). Entre las variables asociadas a la reincorporación deportiva después de la RLCA, se incluye la confianza en la propia ejecución, la auto-eficacia, la auto-motivación y la kinesio-fobia. Se debe considerar la inclusión de estas variables psicológicas en la determinación de la reincorporación deportiva (Czuppon et al., 2014).

La consideración del componente psicológico para una exitosa recuperación después de la RLCA (Carson & Polman, 2010), ha experimentado un creciente interés en los últimos años. La recuperación física y la recuperación mental para la reincorporación deportiva, no siempre coinciden. El miedo a la recaída es un factor psicológico importante para aquellos que no se reincorporan a la práctica deportiva (Kvist, Ek, Sporrstedt, & Good, 2005; Ross, 2010; Wierike, Sluis, Akker-Scheek, Elferink-Gemser, & Visscher, 2013). Un estudio de revisión concluyó que a pesar de que la mayoría de pacientes alcanzaron los valores de fuerza considerados como normales o próximos a la normalidad, la cifra de reincorporación a la práctica deportiva fue baja, principalmente motivado por el miedo a la recaída (Ardern et al., 2011b).

En el estudio de Langford y colaboradores (2009), observaron que a pesar todos los deportistas operados de LCA alcanzaron niveles de recuperación funcional similares, tan solo la mitad se reincorporaron a la práctica deportiva. Aquellos sujetos que no se reincorporan al deporte dentro del primer año desde la operación, se muestran menos positivos respecto a sus posibilidades de reincorporación deportiva. Estos resultados apuntan a que los pensamientos sobre reincorporación deportiva de los sujetos durante la rehabilitación, están relacionados con que consigan reincorporarse. Por lo tanto, las intervenciones orientadas a reducir el miedo de recaída y a incrementar la confianza en uno mismo hacia la ejecución de las tareas de rehabilitación, aumentando el optimismo, podrían mejorar los resultados funcionales de los pacientes operados del LCA (Chmielewski et al., 2011).

La preparación psicológica, el miedo a la recaída y el locus de control, afectan a las cifras de reincorporación deportiva, elementos que han sido infravalorados en el proceso de rehabilitación. Por lo tanto, para conseguir la reincorporación deportiva de los sujetos operados del LCA, se debe dedicar atención tanto a la recuperación física como a la psicológica (Arder, Taylor, Feller, Whitehead, & Webster, 2013; Wierike et al., 2013). Aquellos sujetos con un mayor locus de control, una mayor percepción de eficacia de sí mismos y un menor miedo de recaída, obtienen mejores resultados funcionales. Así, los sujetos con menor miedo de recaída son aquellos que consiguen la reincorporación deportiva (Wierike et al., 2013). En una revisión del 2015 (Everhart, Best, & Flanigan, 2015), cuyo objetivo fue identificar los factores psicológicos que afectan a los resultados funcionales después de la RLCA, se concluyó que la confianza en uno mismo, el optimismo, y la auto-motivación son elementos que favorecen la reincorporación deportiva. También se debe preparar al paciente a las exigencias del deporte en cuanto a

incertidumbre, incluyendo tareas que en una situación controlada, incluyan elementos inesperados, para disminuir el miedo (Ardern et al., 2013; Bien & Dubuque, 2015).

Además del factor psicológico, podemos atribuir a otros motivos el hecho de que muchos pacientes no consigan reincorporarse al mismo nivel deportivo previo a la lesión. Habitualmente en edades jóvenes, la disponibilidad de tiempo para dedicar a la práctica deportiva es mayor. Sin embargo, con el paso de los años y el aumento de las responsabilidades, la dedicación a las actividades deportivas cae, independientemente del resultado de la operación del LCA. Otro motivo es la posible complicación laboral que pueda suponer una segunda lesión del LCA. El largo periodo de baja que conllevan los procesos de operación y rehabilitación, hace que en muchos casos los sujetos tengan que solicitar bajas en el trabajo. Por ello, independientemente del resultado funcional exitoso una vez completado el proceso de rehabilitación, los pacientes deciden no exponerse de nuevo a otra lesión y consecuente nueva baja laboral, y evitan o reducen la práctica deportiva.

En general, las dificultades que se presentaron para establecer comparaciones entre los diversos estudios comentados se debieron principalmente a sus diferencias metodológicas. Un estudio de revisión publicado en el año 2014, centrado en estudiar las diferentes herramientas utilizadas para evaluar la función tras la RLCA, destaca la dificultad de comparar los estudios ante la diversidad de los diseños de los mismos (Almangoush & Herrington, 2014). En cuanto a la muestra, se observaron diferencias entre los estudios respecto al: género, tipo de plastia, técnica quirúrgica, protocolo de rehabilitación, adherencia al proceso de rehabilitación, nivel de actividad deportiva, tipo de deporte, tiempo desde la cirugía, reincorporación deportiva (y si no se reincorporaron, motivos). Por otro lado, tanto los protocolos de test utilizados en la evaluación

funcional como los protocolos seleccionados para inducir fatiga, presentaron muchas diferencias entre los diversos estudios, que imposibilitan la comparación de los resultados obtenidos. Por último, comentar que el análisis de los datos de los diferentes estudios se realizó siguiendo diversos procedimientos, y que la definición de dominancia lateral no coincidió en muchas de las investigaciones.

A pesar de que los test funcionales se utilizan como guía para determinar el momento de reincorporación deportiva, hay poca evidencia de que se traduzca en una reincorporación deportiva segura en las condiciones de incertidumbre propias del deporte (Myer et al., 2008; Shaw et al., 2004). La alta incidencia de recaída lesional pone en duda que conozcamos el nivel satisfactorio de función requerido para una reincorporación deportiva segura. En futuras investigaciones, sería interesante incluir en la evaluación estímulos propios del entorno deportivo, que requieran la anticipación del sujeto, la toma de decisión, que aumenten la exigencia de la tarea y reproduzcan una situación más real. Igualmente, se podrían utilizar test que incluyan el contacto físico, simulando las acciones de contacto con el compañero/adversario propias del deporte. El acostumbrar a los pacientes a este tipo de tareas podría aumentar la confianza en su ejecución y reducir el miedo de cara a la reincorporación deportiva (Bien & Dubuque, 2015; Waters, 2012).

7. Conclusiones

Del presente estudio, conforme al método utilizado en cuanto a muestra estudiada y procedimiento realizado, se extraen las siguientes conclusiones:

PRIMERA:

En todos los test de la batería, exceptuando el test de carrera de ida y vuelta, se ha observado una asimetría funcional a favor de la pierna aventajada. Esta asimetría ha sido similar en los tres grupos estudiados. Los valores relativos (LSI) tampoco han mostrado diferencias en cuanto a asimetría funcional entre los tres grupos de estudio en ninguno de los test.

SEGUNDA:

La recuperación funcional del miembro inferior en pacientes operados del LCA ha sido óptima y la dominancia lateral no ha tenido un efecto en la asimetría funcional; la pierna sana puede utilizarse como referencia respecto a la pierna operada, independientemente de la dominancia lateral, en la evaluación funcional tras la RLCA.

TERCERA:

La fatiga no ha tenido un efecto en la asimetría funcional, ni en valores absolutos ni relativos, en ninguno de los grupos estudiados para todos los test.

CUARTA:

No es necesario realizar en condiciones de fatiga la evaluación funcional de pacientes operados del LCA.

QUINTA:

Considerando un valor de LSI válido $\geq 95\%$ para determinar la reincorporación deportiva, gran parte de los sujetos operados del LCA no presentan un nivel funcional aceptable, siendo los test de salto los que se corresponden con un mayor porcentaje de sujetos no aptos, en especial el salto vertical monopodal con caída previa. Sin embargo, esto ocurre de forma similar en el grupo control.

SEXTA:

Los resultados funcionales obtenidos en los pacientes operados del LCA según el criterio $LSI \geq 95\%$, se corresponden con la cifra de reincorporación deportiva registrada.

SÉPTIMA:

Considerando un valor de LSI válido $\geq 95\%$, ni los pacientes ni los controles alcanzan un nivel funcional apto para la práctica deportiva en condiciones seguras. Por lo tanto, se debe reconsiderar el uso del LSI como único criterio para expresar la recuperación funcional después de la RLCA, así como el valor del LSI aceptado como óptimo, de cara a determinar la reincorporación deportiva en condiciones seguras.

7. Conclusiones

8. Perspectivas de investigación

➤ El presente estudio supuso el punto de partida de una nueva línea de investigación que actualmente se está desarrollando en el UCLH, UCL y ISEH. Concretamente, se están llevando a cabo estudios replicando la metodología utilizada en la presente tesis doctoral con nuevas aportaciones, como la evaluación de estímulos propios del entorno deportivo, que aumenten la exigencia de la tarea y reproduzcan una situación más real. Se ha incorporado la toma de decisión del sujeto durante la realización del salto vertical monopodal con caída previa, con intención de analizar el efecto en la función. En la misma línea, también se podrían utilizar test que incluyan contacto físico, simulando las acciones de contacto con el compañero/adversario propias del deporte. El acostumbrar a los pacientes con este tipo de tareas podría aumentar la confianza en su ejecución y reducir el miedo de reincorporación deportiva (Bien & Dubuque, 2015; Waters, 2012).

➤ Complementar el análisis cuantitativo con un análisis cualitativo, mediante el análisis de alteraciones en el movimiento, como por ejemplo las del plano frontal, factores de gran importancia para el riesgo de recaída lesional. Conscientes de esta necesidad, durante la toma de datos de la presente tesis también se recogieron datos para estudios piloto, orientados a analizar cualitativamente la función. Se grabaron en vídeo las ejecuciones de los saltos verticales monopodales con caída previa y del test de carrera, para el estudio de alteraciones potenciales en el valgo de rodilla y en el ángulo del retropié (respectivamente), mediante la utilización de una herramienta informática de análisis bidimensional. En ausencia de caros e inaccesibles sistemas de captura tridimensional, también se podría recurrir a herramientas cualitativas para evaluar el alineamiento articular del miembro inferior, como por ejemplo la escala QASLS (Herrington et

al., 2013). Estudios recientes destacan la importancia de incluir análisis cualitativos en la evaluación funcional tras la RLCA (Almangoush & Herrington, 2014).

➤ Considerar aspectos psicológicos, como el miedo a la recaída, como posible motivo que explique la no reincorporación deportiva, más allá del estado funcional del miembro inferior. Para ello, introducir el uso de cuestionarios que atiendan a este aspecto como el ACL-Return to Sport after Injury (ACL-RSI), para valorar la preparación psicológica para la reincorporación deportiva (Ardern et al., 2014). En la misma línea, evaluar la intervención psicológica por parte de los responsables del proceso de rehabilitación en cuanto a comunicación con el paciente, información proporcionada del proceso, establecimiento de metas, con intención de aumentar la confianza del paciente en su ejecución y reducir el miedo de recaída (McVeigh & Pack, 2015).

➤ Replicar el estudio repitiendo el protocolo de fatiga más de una vez o utilizando un protocolo de fatiga diferente, para intentar que el estado de fatiga se mantenga durante toda la ejecución post-fatiga. En los nuevos estudios en desarrollo en el UCLH, UCL y ISEH, se está continuando la toma de datos iniciada para la presente tesis, incluyendo modificaciones como la repetición del protocolo de fatiga cuando el sujeto se recupera del estado de fatiga (utilizando la escala de Borg).

➤ Replicar el estudio con un grupo de pacientes que se encuentren en la última fase del proceso de rehabilitación, momento de determinación de la viabilidad de la reincorporación deportiva.

- Replicar el estudio con un mayor número muestral.

- Modificar la altura de inicio del test de salto vertical monopodal con caída previa. Estudios más recientes observaron que la altura óptima para el SVMCP es de 30 centímetros (Wang & Peng, 2014).

- Adaptar el diseño de la presente batería a un deporte en concreto, modificando los test a utilizar en función de las demandas específicas del deporte.

- Investigar la asimetría funcional en una muestra de deportistas de élite operados del LCA.

9. Aplicaciones prácticas

La batería de test propuesta es una herramienta diseñada en base a evidencia científica para evaluar a los pacientes operados del LCA y respaldar las decisiones de los profesionales encargados del proceso de rehabilitación en cuanto a la determinación del momento de la reincorporación deportiva del paciente.

Presenta las siguientes ventajas:

- Fácil inclusión en las rutinas de rehabilitación.
- Sirve como fuente de información de la evolución funcional de los pacientes de cara a la reincorporación deportiva.
- Se puede realizar de forma rápida, sin requerir mucho material o equipos caros y complejos. Incluso se pueden sustituir las fotocélulas y la plataforma de saltos (en el test de escalera) por cronómetros. Tampoco es indispensable el uso del encoder lineal en el protocolo de fatiga.
- No requiere de procesamiento de datos, lo que facilita su viabilidad en cuanto a dedicación de tiempo y recursos humanos.
- Un solo evaluador puede realizar la toma de datos, lo que facilita la aplicación de la batería. Además, no requiere de un entrenamiento específico en cuanto al método de evaluación, ya que es sencillo. La mayoría de los test proporcionan datos objetivos, lo que minimiza la necesidad del entrenamiento del observador o evaluador.

➤ La batería funcional incluye test generales, por lo que podría ser útil para utilizarse en la determinación de la reincorporación deportiva a cualquier deporte.

Otras aplicaciones prácticas:

➤ Según los resultados del presente estudios, la fatiga no tiene un efecto en la asimetría funcional, por lo que no es necesario realizar en condiciones de fatiga la evaluación de pacientes operados del LCA, aspecto que agiliza tal tarea.

➤ Según los resultados del presente estudio, en la evaluación funcional tras la RLCA se puede utilizar el miembro sano como referencia respecto al miembro operado, independientemente de la dominancia lateral.

10. Limitaciones y fortalezas del estudio

En el diseño del presente estudio se asumieron ciertas limitaciones y se garantizaron aspectos que se consideraron relevantes. Algunas de las limitaciones estuvieron fuera de nuestro control, y otras se sacrificaron a favor de garantizar las fortalezas del estudio.

En cuanto a la selección de la muestra, pudimos disponer de pacientes operados en el mismo hospital, por el mismo cirujano, con la misma técnica quirúrgica y plastia, rehabilitados en el mismo centro, con los mismos fisioterapeutas y protocolo de rehabilitación. Además, todos los pacientes eran físicamente activos. Gran parte de los estudios realizados en la misma línea que la presente tesis, presentan los anteriores aspectos como limitaciones de investigación. Por otro lado, el garantizar estos criterios de inclusión tan homogéneos y estrictos, no nos permitió disponer de un tamaño muestral mayor. La limitación del tamaño muestral limitó la posibilidad de determinar conclusiones de mayor peso.

El reclutamiento de pacientes para el estudio supuso un reto. Después de seleccionar aquellos pacientes que reunían los criterios de inclusión del estudio, en la extensa base de datos con la que contaba el hospital, intentamos contactarles por correo postal (enviamos cartas de invitación a unos 300 sujetos). Sin embargo, tan solo aceptaron la participación en el estudio 19 sujetos. Entre las explicaciones que encontramos, algunas son: posibles cambios de domicilio que impidieron que recibieran la invitación por correo postal (los requisitos del comité de ética impidieron el contacto telefónico), dificultad de desplazamiento al centro de Londres para realizar el test, falta de disponibilidad de tiempo (para el desplazamiento al centro de la ciudad, sumado a al tiempo de realización del test), dificultad para coordinar horarios de disponibilidad del paciente y disponibilidad del centro, inseguridad hacia la realización de los test por miedo o por no realizar práctica deportiva en la actualidad, etc.

Aunque la batería de test se diseñó para su posible utilización como herramienta que asista en la decisión de la reincorporación deportiva, en el presente estudio se evaluaron pacientes que ya habían finalizado con éxito el protocolo de rehabilitación en el año posterior a la reconstrucción, y recibido el alta del médico y del fisioterapeuta para la reincorporación deportiva. No fue posible evaluar a un número aceptable de pacientes que se encontraran simultáneamente en el momento de reincorporación deportiva, por la dificultad que conlleva.

La disponibilidad del centro en el que se realizaron los test fue limitada, ya que la instalación correspondiente se utilizaba diariamente para fines clínicos, lo que dificultó la toma de datos. Además, para cada recogida de datos había que montar y desmontar el material necesario para la batería, y así facilitar el disfrute del espacio a los demás usuarios, lo que resultó un factor limitante para el tiempo resultante disponible para testar.

Por otro lado, la duración de la estancia de investigación de la doctoranda del estudio, durante la que se realizó la toma de datos, era limitada. Los procesos previos a la toma de datos representaron una parte importante de la duración de la estancia de investigación. El proceso de solicitud y aprobación del proyecto por el comité de ética fue largo y exigente, como corresponde a este tipo de trámites en el prestigioso NHS. Esto supuso una gran dedicación de tiempo durante la estancia de la doctoranda y restó tiempo también para la toma de datos. Sin embargo, tal proceso resultó en un enriquecedor aprendizaje a nivel de formación investigadora. Además, tan solo una vez notificada la aprobación del estudio por el comité de ética, se pudo iniciar el contacto con los pacientes, lo que frenó el proceso. El reclutamiento de la muestra requirió seleccionar los pacientes de la base de datos en función de criterios de inclusión y exclusión, intentar contactarlos, esperar respuestas y coordinar las citas para la realización de los

test, proceso que se prolongó y restó tiempo de dedicación a la propia toma de datos durante la estancia de la doctoranda.

En cuanto a la familiarización de los sujetos con los test, lo ideal hubiese sido realizar una sesión exclusiva de familiarización en una jornada previa a la toma de datos. Sin embargo, habiendo comentado las dificultades en torno al reclutamiento de la muestra, el hecho de tener que disponer de los sujetos durante dos días para el estudio, dispararía las dificultades mencionadas. En la misma línea, en la evaluación pre-fatiga no se pudieron proporcionar recuperaciones completas entre cada repetición, aspecto que no nos permitió garantizar la ausencia total de fatiga en la situación previa al protocolo de fatiga. Si así fuese, la realización de la batería se prolongaría demasiado y dificultaría más el reclutamiento de la muestra, por la falta de disponibilidad horaria de los participantes.

No se pudo verificar que el esfuerzo fuera máximo en la realización de los test. Esta limitación fue parcialmente minimizada al animar vigorosamente a los sujetos continuamente durante su ejecución, para que se esforzaran al máximo.

Habiendo observado que en los test de escalera y de estrella no se registró un efecto de la fatiga, es posible que el nivel de fatiga disminuyera a lo largo del proceso evaluación funcional posterior a la realización del protocolo de fatiga. Para conservar el estado de fatiga, quizás se requiera de la repetición del protocolo de fatiga más de una vez, del diseño de un protocolo de fatiga diferente o de una nueva disposición de los test de la batería.

11. Publicaciones.

- García, O., Arriaza, R., Patton, B., Haddad, F. & Ruiz-Rivera, D. (2014). Evaluating long term functional outcome and fatigue related effects after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(11), 5.

- García-Taibo O, Arriaza R, Patton B, Haddad F. (2014). Effects of fatigue on lower-limb function after anterior cruciate ligament reconstruction. *XV Congress Spanish National Federation of Sports Medicine*. A Coruña, 26-29 noviembre.

- García-Taibo O, Arriaza R, Patton B, Haddad F. (2014). Effects of fatigue on lower-limb function in physically active subjects. *XV Congress Spanish National Federation of Sports Medicine*. A Coruña, 26-29 noviembre.

12. Referencias bibliográficas

- Ageberg, E., Thomeé, R., Neeter, C., Silbernagel, K. G., & Roos, E. M. (2008). Muscle strength and functional performance in patients with anterior cruciate ligament injury treated with training and surgical reconstruction or training only: a two to five-year followup. *Arthritis & Rheumatism*, *59*(12), 1773–1779.
- Ageberg, E., Roos, H. P., Silbernagel, K. G., Thomeé, R., & Roos, E. M. (2009). Knee extension and flexion muscle power after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon graft or hamstring tendons graft: a cross-sectional comparison 3 years post surgery. *Knee surgery, Sports traumatology, Arthroscopy: official journal of the ESSKA*, *17*(2), 162–9.
- Allman, B. L., & Rice, C. L. (2002). Neuromuscular fatigue and aging: Central and peripheral factors. *Muscle and Nerve*, *25*(6), 785–796.
- Almangoush, A., & Herrington, L. (2014). Functional Performance Testing and Patient Reported Outcomes following ACL Reconstruction: A Systematic Scoping Review. *International Scholarly Research Notices*, 2014, 1-14.
- Anderson, M. A., Gieck, J. H., Perrin, D. H., Weltman, A., Rutt, R. A., & Denegar, C. R. (1991). The Relationships among Isometric, Isotonic, and Isokinetic Concentric and Eccentric Quadriceps and Hamstring Force and Three Components of Athletic Performance. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *14*(3), 114–120.
- Anderson, A. F., Snyder, R. B. & Lipscomb, A. B. (2001). Anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study of three surgical methods. *The American Journal of Sports Medicine*, *29*(3), 272–9.
- Andriacchi, T. P., & Birac, D. (1993). Functional testing in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (288), 40–7.
- Angelozzi, M. (2012). Rate of Force Development as an Adjunctive Outcome Measure for Return-to-Sport Decisions After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, , 42(9), 772-80.

- Arangio, G. A., Chen, C., Kalady, M., & Reed, J. F. (1997). Thigh muscle size and strength after anterior cruciate ligament reconstruction and rehabilitation. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 26(5), 238–243.
- Ardern, C. L., Österberg, A., Tagesson, S., Gauffin, H., Webster, K. E., & Kvist, J. (2014). The impact of psychological readiness to return to sport and recreational activities after anterior cruciate ligament reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*, 48(22), 1613–9.
- Ardern, C. L., Taylor, N. F., Feller, J. A., Whitehead, T. S., & Webster, K. E. (2013). Psychological responses matter in returning to preinjury level of sport after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(7), 1549–58.
- Ardern, C. L., & Webster, K. E. (2009). Knee flexor strength recovery following hamstring tendon harvest for anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review. *Orthopedic Reviews*, 1(2), e12.
- Ardern, C. L., Webster, K. E., Taylor, N. F., & Feller, J. A. (2010). Hamstring strength recovery after hamstring tendon harvest for anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison between graft types. *Arthroscopy*, 26(4), 462–469.
- Ardern, C. L., Webster, K. E., Taylor, N. F., & Feller, J. A. (2011a). Return to the preinjury level of competitive sport after anterior cruciate ligament reconstruction surgery: two-thirds of patients have not returned by 12 months after surgery. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(3), 538–543.
- Ardern, C. L., Webster, K. E., Taylor, N. F., & Feller, J. A. (2011b). Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play. *British Journal of Sports Medicine*, 45(7), 596–606.
- Arendt, E., & Dick, R. (1995). Knee Injury Patterns Among Men and Women in Collegiate Basketball and Soccer. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(6), 694–701.

- Armour, T. (2004). Isokinetic Evaluation of Internal/External Tibial Rotation Strength After the Use of Hamstring Tendons for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(7), 1639–1643.
- Arnoczky, S. P. (1983). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clinical Orthopaedic and Related Research*, 172, 19-25.
- Augustsson, J., Thomeé, R., & Karlsson, J. (2004). Ability of a new hop test to determine functional deficits after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 12(5), 350–356.
- Augustsson, J. & Thomeé, R. (2000). Ability of closed and open kinetic chain tests of muscular strength to assess functional performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 10(3), 164–8.
- Augustsson, J., Thomeé, R., Lindén, C., Folkesson, M., Tranberg, R., & Karlsson, J. (2006). Single-leg hop testing following fatiguing exercise: Reliability and biomechanical analysis. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 16(2), 111–120.
- Aune, A. K., Holm, I., Risberg, M. A, Jensen, H. K., & Steen, H. (2001). Four-strand hamstring tendon autograft compared with patellar tendon-bone autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. A randomized study with two-year follow-up. *The American Journal of Sports Medicine*, 29(6), 722–8.
- Baltacı, G., Yilmaz, G., & Atay, A. Ö. (2012). The outcomes of anterior cruciate ligament reconstructed and rehabilitated knees versus healthy knees: A functional comparison. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 46(3), 186–195.
- Barber, S. D., Noyes, F. R., Mangine, R., & DeMaio, M. (1992). Rehabilitation after ACL reconstruction: function testing. *Orthopedics*, 15(8), 969–974.
- Barber, S. D., Noyes, F. R., Mangine, R. E., McCloskey, J. W., & Hartman, W. (1990). Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (255), 204–214.

- Barber-Westin, S. D., & Noyes, F. R. (2011a). Objective criteria for return to athletics after anterior cruciate ligament reconstruction and subsequent reinjury rates: a systematic review. *The Physician and Sportsmedicine*, *39*(3), 100–110.
- Barber-Westin, S. D., & Noyes, F. R. (2011b). Factors used to determine return to unrestricted sports activities after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy the Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, *27*(12), 1697–705.
- Barrett, G. R., Lubert, K., Replogle, W. H., & Manley, J. L. (2010). Allograft anterior cruciate ligament reconstruction in the young, active patient: Tegner activity level and failure rate. *Arthroscopy the Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, *26*(12).
- Barry, B. K., & Enoka, R. M. (2007). The neurobiology of muscle fatigue: 15 years later. *Integrative and Comparative Biology*, *47*(4), 465–473.
- Beard, D. J., Knezevic, K., Al-Ali, S., Dawson, J., & Price, A. J. (2010). The use of outcome measures relating to the knee. *Orthopaedics and Trauma*, *24*(4), 309–316.
- Behm, D. G., & St-Pierre, D. M. (1997). Effects of fatigue duration and muscle type on voluntary and evoked contractile properties. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *82*(5), 1654–1661.
- Benjaminse, A., Habu, A., Sell, T. C., Abt, J. P., Fu, F. H., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2008). Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, *16*(4), 400–407.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., & Ackland, T. R. (2003). Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *35*(1), 119–127.
- Beynon, B. D., & Fleming, B. C. (1998). Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work. *Journal of Biomechanics*, *31*(6), 519–525.

- Beynon, B. D., Johnson, R. J., Abate, J. A., Fleming, B. C., & Nichols, C. E. (2005a). Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part I. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(10), 1579–602.
- Beynon, B. D., Johnson, R. J., Abate, J. A., Fleming, B. C., & Nichols, C. E. (2005b). Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part 2. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(11), 1751–1767.
- Bien, D., & Dubuque, T. (2015). Considerations for late stage acl rehabilitation and return to sport to limit re-injury risk and maximize athletic performance. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(2), 256–271.
- Bigland-Ritchie, B., & Woods, J. J. (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & Nerve*, 7(9), 691–699.
- Binkley, J. M., Stratford, P. W., Lott, S. A., & Riddle, D. L. (1999). The Lower Extremity Functional Scale (LEFS): scale development, measurement properties, and clinical application. North American Orthopaedic Rehabilitation Research Network. *Physical therapy* (79), 371–383.
- Bizzini, M., Hancock, D., & Impellizzeri, F. (2012). Suggestions from the field for return to sports participation following anterior cruciate ligament reconstruction: basketball. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(4), 326–36.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573–578.
- Boden, B. P., Sheehan, F. T., Torg, J. S., & Hewett, T. E. (2010). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: mechanisms and risk factors. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 18(9), 520–527.
- Bolgla, L. A., & Keskula, D. R. (1997). Reliability of lower extremity functional performance tests. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* (26), 138–142.

- Bollen, S. (1998). Ligament injuries of the knee--limping forward? *British Journal of Sports Medicine*, 32(1): 82–84
- Borotikar, B. S., Newcomer, R., Koppes, R., & McLean, S. G. (2008). Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: Central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical Biomechanics*, 23(1), 81–92.
- Bosco, C. (1994). *La valoración de la fuerza con el test de Bosco* (Barcelona.). Ed.Paidotribo.
- Briggs, K. K., Lysholm, J., Tegner, Y., Rodkey, W. G., Kocher, M. S., & Steadman, J. R. (2009). The reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm score and Tegner activity scale for anterior cruciate ligament injuries of the knee: 25 years later. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(5), 890–897.
- Brophy, R. H., Wright, R. W., & Matava, M. J. (2009). Cost analysis of converting from single-bundle to double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(4), 683–7.
- Brophy, R. H., Schmitz, L., Wright, R. W., Dunn, W. R., Parker, R. D., Andrish, J. T., & Spindler, K. P. (2012). Return to play and future ACL injury risk after ACL reconstruction in soccer athletes from the Multicenter Orthopaedic Outcomes Network (MOON) group. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(11), 2517–22.
- Brown, C. H., Steiner, M. E., & Carson, E. W. (1993). The use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction. Technique and results. *Clinics in Sports Medicine*, 12(4), 723–756.
- Buckthorpe, M., Morris, J., & Folland, J. P. (2012). Validity of vertical jump measurement devices. *Journal of Sports Sciences*, 30(1), 63-9.
- Burks, R. T., Crim, J., Fink, B. P., Boylan, D. N., & Greis, P. E. (2005). The effects of semitendinosus and gracilis harvest in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy the Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 21(10), 1177–85.

- Burr, J. F., Jamnik, V. K., Dogra, S., & Gledhill, N. (2007). Evaluation of jump protocols to assess leg power and predict hockey playing potential. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *21*(4), 1139–1145.
- Carofino, B., & Fulkerson, J. (2005). Medial hamstring tendon regeneration following harvest for anterior cruciate ligament reconstruction: fact, myth, and clinical implication. *Arthroscopy the Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, *21*(10), 1257–1265.
- Carson, F., & Polman, R. C. J. (2010). Facilitating the Psychological Rehabilitation from ACL Injury. En: Caroline R. Yeager (Ed.), *Anterior Cruciate Ligament (Acl): Causes of Injury, Adverse Effects and Treatment Options* (1-27). Chicago: Nova Biomedical.
- Carter, T. R., & Edinger, S. (1999). Isokinetic evaluation of anterior cruciate ligament reconstruction: hamstring versus patellar tendon. *Arthroscopy the Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, *15*(2), 169–72.
- Cates, W., & Cavanaugh, J. (2009). Advances in rehabilitation and performance testing. *Clinics in Sports Medicine*, *28*(1), 63–76.
- Chappell, J. D., Herman, D. C., Knight, B. S., Kirkendall, D. T., Garrett, W. E., & Yu, B. (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *The American journal of sports medicine*, *33*(7), 1022–9.
- Chmielewski, T. L., Zeppieri, G., Lentz, T. A., Tillman, S. M., Moser, M. W., Indelicato, P. A., & George, S. Z. (2011). Longitudinal changes in psychosocial factors and their association with knee pain and function after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical therapy*, *91*(9), 1355–1366.
- Chong, R. W. W., & Tan, J. L. (2004). Rising trend of anterior cruciate ligament injuries in females in a regional hospital. *Annals of the Academy of Medicine Singapore*, *33*(3), 298–301.

- Clagg, S., Paterno, M. V, Hewett, T. E., & Schmitt, L. C. (2015). Performance on the modified star excursion balance test at the time of return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 45(6), 444–52.
- Clark, N. C. (2001). Functional performance testing following knee ligament injury. *Physical Therapy in Sport*, 2(2), 91–105.
- Columbia, B. (2009). Review article : Validity of the KT-1000 knee ligament arthrometer, *Journal of Orthopaedic Surgery*, 17(1), 77–79.
- Cortes, N., Quammen, D., Lucci, S., Greska, E., & Onate, J. (2012). A functional agility short-term fatigue protocol changes lower extremity mechanics. *Journal of Sports Sciences*, 30(8), 37–41.
- Coughlan, G. F., Fullam, K., Delahunt, E., Gissane, C., & Caulfield, B. M. (2012). A comparison between performance on selected directions of the star excursion balance test and the Y balance test. *Journal of Athletic Training*, 47(4), 366–371.
- Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E., & Ebersole, K. T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics*, 21(10), 1090–1097.
- Csintalan, R. P., Inacio, M. C. S., & Funahashi, T. T. (2008). Incidence Rate of Anterior Cruciate Ligament Reconstructions. *The Permanente Journal*, 12(3), 17–21.
- Czuppon, S., Racette, B. A, Klein, S. E., & Harris-Hayes, M. (2014). Variables associated with return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 48(5), 356–64.
- Dai, B., Herman, D., Liu, H., Garrett, W. E., & Yu, B. (2012). Prevention of ACL injury, part I: injury characteristics, risk factors, and loading mechanism. *Research in Sports Medicine (Print)*, 20(3-4), 180–97.

- Dai, B., Mao, D., Garrett, W. E., & Yu, B. (2014). Anterior cruciate ligament injuries in soccer: Loading mechanisms, risk factors, and prevention programs. *Journal of Sport and Health Science*, 3(4), 299–306.
- Daniel, F. D. (1994). Indications for ACL Surgery. *Arthroscopy The Journal of Arthroscopic Related Surgery*, 10(4), 434–44.
- Delahunt, E., Chawke, M., Kelleher, J., Murphy, K., Prendiville, A., Sweeny, L., & Patterson, M. (2013). Lower limb kinematics and dynamic postural stability in anterior cruciate ligament-reconstructed female athletes. *Journal of Athletic Training*, 48(2), 172–85.
- DeMorat, G. (2004). Aggressive Quadriceps Loading Can Induce Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *American Journal Of Sports Medicine*, 32(2), 477–483.
- Dheerendra, S. K., Khan, W. S., Singhal, R., Shivarathre, D. G., Pydisetty, R., Johnstone, D., Road, W. (2012). Anterior Cruciate Ligament Graft Choices: A Review of Current Concepts. *The Open Orthopaedics Journal* (6), 281–286.
- Duquin, T. R., Wind, W. M., Fineberg, M. S., Smolinski, R. J., & Buyea, C. M. (2009). Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal Of Knee Surgery*, 22(2), 121–126.
- Eastlack, M. E., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L. (1999). Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(2), 210–215.
- Edson, C. J., Fanelli, G. C., & Beck, J. D. (2010). Postoperative rehabilitation of the posterior cruciate ligament. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 18(4), 275–279.
- Eitzen, I., Holm, I., & Risberg, M. A. (2009). Preoperative quadriceps strength is a significant predictor of knee function two years after anterior cruciate ligament reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*, 43(5), 371–6.

- Ejerhed, L., Kartus, J., Sernert, N., Köhler, K., & Karlsson, J. (2007). Patellar tendon or semitendinosus tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction? A prospective randomized study with a two-year follow-up. *The American Journal of Sports Medicine*, *31*(10), 19–25.
- Eriksson, K., Anderberg, P., Hamberg, P., Löfgren, A. C., Bredenberg, M., Westman, I., & Wredmark, T. (2001). A comparison of quadruple semitendinosus and patellar tendon grafts in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, *83*(3), 348–54.
- Everhart, J. S., Best, T. M., & Flanigan, D. C. (2015). Psychological predictors of anterior cruciate ligament reconstruction outcomes: a systematic review. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, *23*(3), 752–62.
- Feller, J. A., Webster, K. E., & Gavin, B. (2001). Early post-operative morbidity following anterior cruciate ligament reconstruction: patellar tendon versus hamstring graft. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, *9*(5), 260–266.
- Feller, & Webster, K. E. (2003). A randomized comparison of patellar tendon and hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, *31*(4), 564–73.
- Fitzgerald, G. K., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L. (2000). A decision-making scheme for returning patients to high-level activity with nonoperative treatment after anterior cruciate ligament rupture. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, *8*(2), 76–82.
- Fitzgerald, G. K., Lephart, S. M., Hwang, J. H., & Wainner, R. S. (2001). Hop tests as predictors of dynamic knee stability. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *31*(10), 588–97.

- Flanagan, E. P., Galvin, L., & Harrison, A. J. (2008). Force production and reactive strength capabilities after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Athletic Training*, 43(3), 249–57.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(10), 1745–1750.
- Forsblad, M., Valentin, A., Engström, B., & Werner, S. (2006). ACL reconstruction: patellar tendon versus hamstring grafts-economical aspects. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 14(6), 536–541.
- Junta Directiva de la Asociación Española de Artroscopia (2001). Report on the profile of arthroscopic surgery in Spain. *Cuadernos de Artroscopia*, 8(15), 10–21.
- Gambeta, V. (2007). *Athletic development. The art and science of functional sports conditioning*. Champaign: Human Kinetics.
- Gandevia, S. C. (1992). Some central and peripheral factors affecting human motoneuronal output in neuromuscular fatigue. *Sports Medicine*, 13(2), 93–98.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological reviews*, 81(4), 1725–1789.
- Gehring, D., Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2009). Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics*, 24(1), 82–7.
- Gianotti, S. M., Marshall, S. W., Hume, P. A., & Bunt, L. (2009). Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: a national population-based study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(6), 622–627.
- Gobbi, A., & Francisco, R. (2006). Factors affecting return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon and hamstring graft: a prospective clinical

- investigation. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 14(10), 1021–1028.
- Gogia, P. P., Braatz, J. H., Rose, S. J., & Norton, B. J. (1987). Reliability and validity of goniometric measurements at the knee. *Physical Therapy*, 67(2), 192–195.
- Gottlob, C. A., Baker, C. L., Pellissier, J. M., & Colvin, L. (1999). Cost effectiveness of anterior cruciate ligament reconstruction in young adults. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 367(367), 272–282.
- Granan, L.P. (2009). The Scandinavian ACL registries 2004-2007: baseline epidemiology. *Acta orthopaedica*, 80(5), 563–7. doi:10.3109/17453670903350107
- Granan, L.P., Bahr, R., Steindal, K., Furnes, O., & Engebretsen, L. (2008). Development of a national cruciate ligament surgery registry: the Norwegian National Knee Ligament Registry. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(2), 308–15.
- Greenberger, H. B., & Paterno, M. V. (1995). Relationship of knee extensor strength and hopping test performance in the assessment of lower extremity function. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 22(5), 202–206.
- Gribble, P. A., Hertel, J., & Plisky, P. (2012). Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *Journal of Athletic Training*, 47(3), 339–57.
- Gribble, P. A., Hertel, J., Denegar, C. R., & Buckley, W. E. (2004). The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *Journal of Athletic Training*, 39(4), 321–329.
- Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., Wojtys, E. M. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *The Journal Of The American Academy Of Orthopaedic Surgeons*, 8(3), 141–150.

- Grindem, H., Logerstedt, D., Eitzen, I., Moksnes, H., Axe, M. J., Snyder-Mackler, L., Risberg, M. A. (2011). Single-Legged Hop Tests as Predictors of Self-reported Knee Function in Nonoperatively Treated Individuals With Anterior Cruciate Ligament Injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(11), 1–8.
- Gustavsson, A., Neeter, C., Thomeé, P., Silbernagel, K. G., Augustsson, J., Thomeé, R., & Karlsson, J. (2006). A test battery for evaluating hop performance in patients with an ACL injury and patients who have undergone ACL reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 14(8), 778–88.
- Haines, T. L., Bride, J. M., Triplett, N. T., Skinner, J. W., Fairbrother, K. R., & Kirby, T. J. (2011). A comparison of men ' s and women ' s strength to body mass ratio and varus / valgus knee angle during jump landings, *Journal of Sport Sciences*, 19(13), 1435–1442.
- Hamilton, R. T., Shultz, S. J., Schmitz, R. J., & Perrin, D. H. (2008). Triple-Hop Distance as a Valid Predictor of Lower Limb Strength and Power. *Journal of Athletic Training*, 43(2), 144–151.
- Harris, J. D., Erickson, B. J., Bach, B. R., Abrams, G. D., Cvetanovich, G. L., Forsythe, B., & Cole, B. J. (2013). Return-to-Sport and Performance After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in National Basketball Association Players. *Sports Health*, 5(6), 562–8.
- Hartigan, E. H., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L. (2010). Time line for noncopers to pass return-to-sports criteria after anterior cruciate ligament reconstruction. *The The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(3), 141–154.
- Hefti, F., Müller, W., Jakob, R. P., & Stäubli, H. U. (1993). Evaluation of knee ligament injuries with the IKDC form. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 1(3-4), 226–234.
- Hernández, L. M., Micheo, W. F., & Amy, E. (2006). Rehabilitation update for the anterior cruciate ligament injured patient: Current concepts. *Boletín de la Asociación Médica de Puerto Rico*, 98(1), 62-72.

- Herrington, L., Hatcher, J., Hatcher, A., & McNicholas, M. (2009). A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls. *The Knee, 16*(2), 149–52.
- Herrington, L., Myer, G., & Horsley, I. (2013). Task based rehabilitation protocol for elite athletes following Anterior Cruciate ligament reconstruction: a clinical commentary. *Physical Therapy in Sport: official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine, 14*(4), 188–98.
- Herrington, L., Wrapson, C., Matthews, M., & Matthews, H. (2005). Anterior cruciate ligament reconstruction, hamstring versus bone-patella tendon-bone grafts: a systematic literature review of outcome from surgery. *The Knee, 12*(1), 41–50.
- Hertel, J., Braham, R. A., Hale, S. A., & Olmsted-Kramer, L. C. (2006). Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 36*(3), 131–137.
- Hertel, J., Miller, S. J., & Denegar, C. R. (2000). Intratester and Intertester Reliability During the Star Excursion Balance Tests. *Journal of Athletic Training 48*(5), 621–626.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine, 33*(4), 492–501.
- Hiemstra, L. A., Webber, S., MacDonald, P. B., & Kriellaars, D. J. (2000). Knee strength deficits after hamstring tendon and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 32*(8), 1472–1479.
- Hiemstra, L. A., Laurie, A., Webber, S., MacDonald, P. B., & Kriellaars, D. J. (2007). *Contralateral limb strength deficits after anterior cruciate ligament reconstruction using a hamstring tendon graft. Clinical Biomechanics (22)*, 543–550.

- Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of Collegiate Injuries for 15 Sports : Prevention Initiatives, *Journal of Athletic Training*, 42(2), 311–319.
- Hopkins, J. T., Ingersoll, C. D., Krause, B. A., Edwards, J. E., & Cordova, M. L. (2001). Effect of knee joint effusion on quadriceps and soleus motoneuron pool excitability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 123–126.
- Hrubesch, R., Rangger, C., Reichkandler, M., Sailer, R. F., Gloetzer, W., & Eibl, G. (2000). Comparison of score evaluations and instrumented measurement after anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(6), 850–6.
- Huston, L. J., Vibert, B., Ashton-Miller, J. A., & Wojtys, E. M. (2001). Gender differences in knee angle when landing from a drop-jump. *The American Journal Of Knee Surgery*, 14(4), 215–219;
- Ireland, M. L. (1999). Anterior Cruciate Ligament Injury in Female Athletes: Epidemiology. *Journal of Athletic Training*, 34(2), 150–154.
- Ireland, M. L. (2002). The female ACL: why is it more prone to injury? *The Orthopedic clinics of North America*, 33(4), 637–651.
- Irrgang, J. J., Anderson, A. F., Boland, A. L., Harner, C. D., Kurosaka, M., Neyret, P., & Shelborne, K. D. (2001). Development and validation of the international knee documentation committee subjective knee form. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(1), 152.
- Itoh, H., Kurosaka, M., Yoshiya, S., Ichihashi, N., & Mizuno, K. (1998). Evaluation of functional deficits determined by four different hop tests in patients with anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 6(4), 241–245.
- Jacobs, C. A., Uhl, T. L., Mattacola, C. G., Shapiro, R., & Rayens, W. S. (2007). Hip Abductor Function and Lower Extremity Landing Kinematics: Sex Differences. *Journal of Athletic Training*, 42(1), 76–83.

- Jakobsen, T. L., Christensen, M., Christensen, S. S., Olsen, M., & Bandholm, T. (2010). Reliability of knee joint range of motion and circumference measurements after total knee arthroplasty: Does tester experience matter? *Physiotherapy Research International*, *15*(3), 126–134.
- James, C. R., Scheuermann, B. W., & Smith, M. P. (2010). Effects of two neuromuscular fatigue protocols on landing performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(4), 667–675.
- Jansson, K. A., Linko, E., Sandelin, J., & Harilainen, A. (2003). A prospective randomized study of patellar versus hamstring tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, *31*(1), 12–8.
- Järvelä, T., Kannus, P., Latvala, K., & Järvinen, M. (2002). Simple measurements in assessing muscle performance after an ACL reconstruction. *International Journal of Sports Medicine*, *23*(3), 196–201.
- Jerre, R., Ejerhed, L., Wallmon, A., Kartus, J., Brandsson, S., & Karlsson, J. (2001). Clinical and functional outcome of anterior cruciate ligament reconstruction in the recreational athlete over the age of 35. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *9*(3), 111–116.
- Jomha, N. M., Borton, D. C., Clingeffer, A. J., & Pinczewski, L. A. (1999). Long-term osteoarthritic changes in anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (358), 188–193.
- Juris, P. M., Phillips, E. M., Dalpe, C., Edwards, C., Gotlin, R. S., & Kane, D. J. (1997). A dynamic test of lower extremity function following anterior cruciate ligament reconstruction and rehabilitation. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *26*(4), 184–191.

- Kannus, P., & Järvinen, M. (1987). Conservatively treated tears of the anterior cruciate ligament. Long-term results. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, 69(7), 1007–1012.
- Keays, S. L., Bullock-Saxton, J. E., Keays, A. C., Newcombe, P. A., & Bullock, M. I. (2007). A 6-year follow-up of the effect of graft site on strength, stability, range of motion, function, and joint degeneration after anterior cruciate ligament reconstruction: patellar tendon versus semitendinosus and Gracilis tendon graft. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(5), 729–39.
- Keays, S. L., Bullock-Saxton, J. E., Newcombe, P., & Keays, A. C. (2003). The relationship between knee strength and functional stability before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Research*, 21(2), 231–237.
- Keays, S. L., Bullock-Saxton, J., Keays, A. C., & Newcombe, P. (2001). Muscle strength and function before and after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis. *The Knee*, 8(3), 229–234.
- Kernozek, T. W., Torry, M. R., & Iwasaki, M. (2008). Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(3), 554–65.
- Kernozek, T. W., Torry, M. R., Van Hoof, H., Cowley, H., & Tanner, S. (2005). Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(6), 1003–1012.
- Kinzey, S. J., & Armstrong, C. W. (1998). The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 27(5), 356–60.
- Knuttgen, H. & Kraemer, W. J. (1987). Terminology and measurement in exercise performance. *Journal of Applied Sports Science Research*, 1, 1–10.
- Ko, M. S., Yang, S. J., Ha, J. K., Choi, J. Y., & Kim, J. G. (2012). Correlation between Hamstring Flexor Power Restoration and Functional Performance Test: 2-Year Follow-Up

- after ACL Reconstruction Using Hamstring Autograft. *Knee Surgery and Related Research*, 24(2), 113–9.
- Kong, D. H., Yang, S. J., Ha, J. K., Jang, S. H., Seo, J. G., & Kim, J. G. (2012). Validation of functional performance tests after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery and Related Research*, 24(1), 40–5.
- Kujala, U. M., Taimela, S., Antti-Poika, I., Orava, S., Tuominen, R., & Myllynen, P. (1995). Acute injuries in soccer, ice hockey, volleyball, basketball, judo, and karate: analysis of national registry data. *British Medical Journal*, 311(7018), 1465–1468.
- Kvist, J. (2004). Cruciate Ligament Injury Current Recommendations for Sports Participation. *Sports Medicine*, 34(4), 269–280.
- Kvist, J., Ek, A., Sporrstedt, K., & Good, L. (2005). Fear of re-injury: A hindrance for returning to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: official journal of the ESSKA* 13(5), 393–397.
- Lane, C. G., Warren, R., & Pearle, A. D. (2008). The pivot shift. *The Journal Of The American Academy Of Orthopaedic Surgeons*, 16(12), 679–688.
- Langford, J. L., Webster, K. E., & Feller, J. A. (2009). A prospective longitudinal study to assess psychological changes following anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *British Journal of Sports Medicine*, 43(5), 377–378.
- Lautamies, R., Harilainen, A., Kettunen, J., Sandelin, J., & Kujala, U. M. (2008). Isokinetic quadriceps and hamstring muscle strength and knee function 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction: comparison between bone-patellar tendon-bone and hamstring tendon autografts. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 16(11), 1009–1016.
- Lee, H. M., Cheng, C. K., & Liao, J. J. (2009). Correlation between proprioception, muscle strength, knee laxity, and dynamic standing balance in patients with chronic anterior cruciate ligament deficiency. *Knee*, 16(5), 387–391.

- Lee, H. M., Kuroda, R., Zhao, J., & Chan, K. M. (2012). A tale of 10 European centres - 2010 APOSSM travelling fellowship review in ACL surgery. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology : SMARTT*, 4(1), 27
- Lentz, T. A., Zeppieri, G., Tillman, S. M., Indelicato, P. A., Moser, M. W., George, S. Z., & Chmielewski, T. L. (2012). Return to preinjury sports participation following anterior cruciate ligament reconstruction: contributions of demographic, knee impairment, and self-report measures. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(11), 893–901.
- Lephart, S. M., Perrin, D. H., Fu, F. H., Gieck, J. H., McCue, F. C., & Irrgang, J. J. (1992). Relationship between Selected Physical Characteristics and Functional Capacity in the Anterior Cruciate Ligament-Insufficient Athlete. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 16(4), 174–181.
- Lephart, S. M., Pincivero, D. M., Giraldo, J. L., & Fu, F. H. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(1), 130–137.
- Leys, T., Salmon, L., Waller, A., Linklater, J., & Pinczewski, L. (2012). Clinical Results and Risk Factors for Reinjury 15 Years After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Prospective Study of Hamstring and Patellar Tendon Grafts. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(3), 595-605.
- Li, G., DeFrate, L. E., Sun, H., & Gill, T. J. (2004). In vivo elongation of the anterior cruciate ligament and posterior cruciate ligament during knee flexion. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(6), 1415–20.
- Liden, M., Ejerhed, L., Sernert, N., Laxdal, G., & Kartus, J. (2007). Patellar tendon or semitendinosus autografts for ACL reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(5), 740–748.

- Lilley, K., Gass, E., & Locke, S. (2002). A retrospective injury analysis of state representative female soccer players. *Physical Therapy in Sport*, 3(1), 2–9.
- Lind, M., Menhert, F., & Pedersen, A. B. (2009). The first results from the Danish ACL reconstruction registry: epidemiologic and 2 year follow-up results from 5,818 knee ligament reconstructions. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 17(2), 117–124.
- Lindström, M., Strandberg, S., Wredmark, T., Felländer-Tsai, L., & Henriksson, M. (2011). Functional and muscle morphometric effects of ACL reconstruction. A prospective CT study with 1 year follow-up. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(4), 431-42.
- Linko, E., Harilainen, A., Malmivaara, A., & Seitsalo, S. (2005). Surgical versus conservative interventions for anterior cruciate ligament ruptures in adults (Review). *Cochrane Database of Systematic Reviews Online*, 18(2), CD001356.
- Lyman, S., Koulouvaris, P., Sherman, S., Do, H., Mandl, L. A., & Marx, R. G. (2009). Epidemiology of anterior cruciate ligament reconstruction: trends, readmissions, and subsequent knee surgery. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 91(10), 2321–2328.
- Lysholm, & Gillquist. (1982). Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *The American Journal of Sports Medicine*, 10(3), 150–154.
- Lysholm, & Tegner, Y. (2007). Knee injury rating scales. *Acta Orthopaedica*, 78(4), 445–453.
- MacDonald, P. B., Hedden, D., Pacin, O., & Huebert, D. (1995). Effects of an accelerated rehabilitation program after anterior cruciate ligament reconstruction with combined semitendinosus-gracilis autograft and a ligament augmentation device. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(5), 588–592.
- Madigan, M. L., & Pidcoe, P. E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(5), 491–498.

- Makihara, Y., Nishino, A., Fukubayashi, T., & Kanamori, A. (2006). Decrease of knee flexion torque in patients with ACL reconstruction: combined analysis of the architecture and function of the knee flexor muscles. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, *14*(4), 310–317.
- Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B., & Garrett, W. E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*, *16*(5), 438–445.
- Mall, N. A., Chalmers, P. N., Moric, M., Tanaka, M. J., Cole, B. J., Bach, B. R., & Paletta, G. A. (2014). Incidence and trends of anterior cruciate ligament reconstruction in the United States. *The American Journal of Sports Medicine*, *42*(10), 2363–70.
- Manske, R., & Reiman, M. (2013). Functional Performance Testing for Power and Return to Sports. *Sports Health*, *5*(3), 244–250.
- Marcacci, M., Zaffagnini, S., Giordano, G., Iacono, F., & Presti, M. L. (2009). *Anterior cruciate ligament reconstruction associated with extra-articular tenodesis: A prospective clinical and radiographic evaluation with 10- to 13-year follow-up. The American Journal of Sports Medicine* (37), 707–714.
- Marino, F. E. (2004). Anticipatory regulation and avoidance of catastrophe during exercise-induced hyperthermia. *Comparative Biochemistry and Physiology - B Biochemistry and Molecular Biology*. *139*(4):561-9
- Markovic, G., Dizdar, D., Jukic, I., & Cardinale, M. (2004). Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *18*(3), 551–555.
- Marx, R. G., Jones, E. C., Angel, M., Wickiewicz, T. L., & Warren, R. F. (2003). Beliefs and attitudes of members of the American Academy of Orthopaedic Surgeons regarding the treatment of anterior cruciate ligament injury. *Arthroscopy the Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, *19*(7), 762–770.

- Matsumoto, A., Yoshiya, S., Muratsu, H., Yagi, M., Iwasaki, Y., Kurosaka, M., & Kuroda, R. (2006). A comparison of bone-patellar tendon-bone and bone-hamstring tendon-bone autografts for anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(2), 213–9.
- Mattacola, C. G., Perrin, D. H., Gansneder, B. M., Gieck, J. H., Saliba, E. N., & McCue, F. C. (2002). Strength, Functional Outcome, and Postural Stability After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Athletic Training*, 37(3), 262–268.
- McCulloch, P. C., Lattermann, C., Boland, A. L., & Bach, B. R. (2007). An illustrated history of anterior cruciate ligament surgery. *The Journal Of Knee Surgery*, 20(2), 95–104.
- McCullough, K. A., Phelps, K. D., Spindler, K. P., Matava, M. J., Dunn, W. R., Parker, R. D., Wright, R. W., & Reinke, E. K. (2012). Return to High School- and College-Level Football After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Multicenter Orthopaedic Outcomes Network (MOON) Cohort Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(11), 2523-9.
- McDonough, A. L., & Weir, J. P. (1996). Case studies. The effect of postsurgical edema of the knee joint on reflex inhibition of the quadriceps femoris. *Journal of Sport Rehabilitation*, 5(2), 172–182.
- McLean, S. G., & Samorezov, J. E. (2009). Fatigue-induced ACL injury risk stems from a degradation in central control. *Medicine and science in sports and exercise*, 41(8), 1661–72.
- McVeigh, F., & Pack, S. (2015). An Exploration of Sports Rehabilitators and Athletic Rehabilitation Therapists' Views on Fear of Re-injury Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Sport Rehabilitation*, 24(2), 140–150.
- Melick, N. E., Cingel, R. E. H. Van, & Tjissen, M. P. W. (2013). Assessment of functional performance after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of measurement procedures, *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 21(4), 869-79.

- Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2007). Submaximal fatigue of the hamstrings impairs specific reflex components and knee stability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 15(5), 525–532.
- Meylan, C., McMaster, T., Cronin, J., Mohammad, N. I., Rogers, C., & Deklerk, M. (2009). Single-leg lateral, horizontal, and vertical jump assessment: reliability, interrelationships, and ability to predict sprint and change-of-direction performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(4), 1140–1147.
- Micheo, W., Hernández, L., & Seda, C. (2010). Evaluation, management, rehabilitation, and prevention of anterior cruciate ligament injury: current concepts. *PM & R: the Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 2(10), 935–44.
- Milankov, M., Stankovic, M., & Miljkovic, N. (2002). Graft selection in anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal Of The American Academy Of Orthopaedic Surgeons*, 125(4), 288–290.
- Mohtadi, N. G., Chan, D. S., Dainty, K. N., & Whelan, D. B. (2011). Patellar tendon versus hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament rupture in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews Online*, 9(2), CD005960.
- Moran, K. A., & Marshall, B. M. (2006). Effect of fatigue on tibial impact accelerations and knee kinematics in drop jumps. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(10), 1836–1842.
- Mountcastle, S. B., Posner, M., Kragh, J. F., & Taylor, D. C. (2007). Gender differences in anterior cruciate ligament injury vary with activity: epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in a young, athletic population. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(10), 1635–1642.
- Mueller, L. M., Bloomer, B. A., & Durall, C. J. (2014). Which Outcome Measures Should Be Used to Determine Readiness to Play After ACL Reconstruction?. *Journal of Sports Rehabilitation*, 23(2)158–164.

- Müller, U., Krüger-Franke, M., Schmidt, M., & Rosemeyer, B. (2014). Predictive parameters for return to pre-injury level of sport 6 months following anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 1-9
- Murphy, D., Connolly, D., & Beynnon, B. (2003). Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 37(1), 13–29.
- Myer, G. D., Ford, K. R., Paterno, M. V, Nick, T. G., & Hewett, T. E. (2008). The effects of generalized joint laxity on risk of anterior cruciate ligament injury in young female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(6), 1073–1080.
- Myer, G. D., Paterno, M. V, Ford, K. R., Quatman, C. E., & Hewett, T. E. (2006). Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: criteria-based progression through the return-to-sport phase. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(6), 385–402.
- Myer, G. D., Schmitt, L. C., Brent, J. L., Ford, K. R., Barber Foss, K. D., Scherer, B. J., & Hewett, T. E. (2011). Utilization of modified NFL combine testing to identify functional deficits in athletes following ACL reconstruction. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 41(6), 377–387.
- Neeb, T. B., Aufdemkampe, G., Wagener, J. H., & Mastenbroek, L. (1997). Assessing anterior cruciate ligament injuries: the association and differential value of questionnaires, clinical tests, and functional tests. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 26(6), 324–331.
- Neeter, C., Gustavsson, A., Thomeé, P., Augustsson, J., Thomeé, R., & Karlsson, J. (2006). Development of a strength test battery for evaluating leg muscle power after anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 14(6), 571–580.

- Neuman, P., Kostogiannis, I., Fridén, T., Roos, H., Dahlberg, L. E., & Englund, M. (2009). Patellofemoral osteoarthritis 15 years after anterior cruciate ligament injury - a prospective cohort study. *Osteoarthritis and Cartilage*, *17*(3), 284–290.
- Nicholl, J. P., Coleman, P., & Williamst, B. T. (1995). Injury in the United Kingdom related. *British Journal of Sports Medicine*, *29*(4), 232–238.
- Noyes, F. R., Barber, S. D., & Mangine, R. E. (1991). Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *The American Journal of Sports Medicine*, *19*(5), 513–518.
- Noyes, F. R., Barber-Westin, S. D., Fleckenstein, C., Walsh, C., & West, J. (2005). The Drop-Jump Screening Test Difference in Lower Limb Control By Gender and Effect of Neuromuscular Training in Female Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, *33*(2), 197-207.
- Nyland, J. A., Caborn, D. N. M., Shapiro, R., & Johnson, D. L. (1999). Crossover Cutting During Hamstring Fatigue Produces Transverse Plane Knee Control Deficits. *Journal of Athletic Training*, *34*(2), 137–143.
- O'Connor, J. J. (1993). Can muscle co-contraction protect knee ligaments after injury or repair? *J Bone Joint Surgery Br*, *75*(1), 41–48.
- O'Connor, D. P., Laughlin, M. S., & Woods, G. W. (2005). Factors related to additional knee injuries after anterior cruciate ligament injury. *Arthroscopy the Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, *21*(4), 431–438.
- Øiestad, B. E., Holm, I., Engebretsen, L., & Risberg, M. A. (2011). The association between radiographic knee osteoarthritis and knee symptoms, function and quality of life 10-15 years after anterior cruciate ligament reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*, *45*(7), 583–588.

- Øiestad, B. E., Holm, I., Gunderson, R., Myklebust, G., & Risberg, M. A. (2010). Quadriceps muscle weakness after anterior cruciate ligament reconstruction: a risk factor for knee osteoarthritis? *Arthritis Care Research*, 62(12), 1706–1714.
- Olmsted, L. C., Carcia, C. R., Hertel, J., & Shultz, S. J. (2002). Efficacy of the Star Excursion Balance Tests Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 501–506.
- Orishimo, K. F., & Kremenec, I. J. (2006). Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(4), 245–254.
- Ortiz, A., Olson, S. L., Etnyre, B., Trudelle-Jackson, E. E., Bartlett, W., & Venegas-Rios, H. L. (2010). Fatigue effects on knee joint stability during two jump tasks in women. *Journal of Strength and Conditioning Research National Strength Conditioning Association*, 24(4), 1019–27.
- Ortiz, A., Olson, S., Libby, C. L., Kwon, Y.-H., & Trudelle-Jackson, E. (2007). Kinematic and Kinetic Reliability of Two Jumping and Landing Physical Performance Tasks in Young Adult Women. *North American Journal of Sports Physical Therapy NAJSPT*, 2(2), 104–112.
- Ostenberg, A., Roos, E., Ekdahl, C., & Roos, H. (1998). Isokinetic knee extensor strength and functional performance in healthy female soccer players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 8(5 Pt 1), 257–264.
- Palmer, I. (1938). On the injuries to the ligaments of the knee joint: a clinical study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (172).
- Palmieri-Smith, R. M., Thomas, A. C., & Wojtys, E. M. (2008). Maximizing quadriceps strength after ACL reconstruction. *Clinics in Sports Medicine*, 27(3), 405–424.
- Pantano, K. J., Irrgang, J. J., Burdett, R., Delitto, A., Harner, C., & Fu, F. H. (2001). A pilot study on the relationship between physical impairment and activity restriction in persons with anterior cruciate ligament reconstruction at long-term follow-up. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 9(6), 369–378.

- Papadonikolakis, A., Cooper, L., Stergiou, N., Georgoulis, A. D., & Soucacos, P. N. (2003). Compensatory mechanisms in anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 11(4), 235–243.
- Pappas, E., Sheikhzadeh, A., Hagins, M., & Nordin, M. (2007). The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: Peak values. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6, 77–84.
- Parkkari, J., Kujala, U. M., & Kannus, P. (2001). Is it possible to prevent sports injuries? Review of controlled clinical trials and recommendations for future work. *Sports Medicine*, 31(14), 985–995.
- Patel, S. A., Hageman, J., Quatman, C. E., Wordeman, S. C., & Hewett, T. E. (2014). Prevalence and location of bone bruises associated with anterior cruciate ligament injury and implications for mechanism of injury: A systematic review. *Sports Medicine*, 44(2), 281-93
- Paterno & Greenberger. (1996). The test–retest reliability of a one legged hop for distance in young adults with and without ACL reconstruction. *Isokinetics and Exercise Science*, 6(1), 1-6.
- Pedowitz, R. A., O'Connor, J. J., & Akeson, W. H. (2010). *Daniel's Lesiones de rodilla*. Madrid: Marbán.
- Pelfort, X., Torres, R., Vilà, G., Monllau, J. C., Leal, J., Hinarejos, P., & Puig, L. I. (2010). Situación actual de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior en nuestro país. Encuesta mediante formato electrónico. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 54(5), 289–293.
- Petschnig, R., Baron, R., & Albrecht, M. (1998). The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 28(1), 23–31.

- Phillips, N. (2000). Outcome and progression measures in rehabilitation following anterior cruciate ligament injury. *Physical Therapy in Sport, 1*(4), 106–118.
- Plisky, P. (2006). Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 36*(12), 911–919.
- Ratthey, J., Martin, P. G., Kay, D., Cannon, J., & Marino, F. E. (2006). Contralateral muscle fatigue in human quadriceps muscle: Evidence for a centrally mediated fatigue response and cross-over effect. *Pflugers Archiv European Journal of Physiology, 452*(2), 199–207.
- Reid, A., Birmingham, T. B., Stratford, P. W., Alcock, G. K., & Giffin, J. R. (2007). Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy, 87*(3), 337–349.
- Reider, B., Arcand, M. A., Diehl, L. H., Mroczek, K., Abulencia, A., Stroud, C. C., & Staszak, P. (2003). Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy the Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 20*(4), 451.
- Reiman, M. P., & Manske, R. C. (2011). The assessment of function: How is it measured? A clinical perspective. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy, 19*(2), 91–9.
- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynnon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., & Engebretsen, L. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *British Journal of Sports Medicine, 42*(6), 394–412.
- Renstrom, P. A. (2012). Eight clinical conundrums relating to anterior cruciate ligament (ACL) injury in sport: recent evidence and a personal reflection. *British Journal of Sports Medicine, 47*(6):367-72
- Rheault, W., Miller, M., Nothnagel, P., Straessle, J., Urban, D. (1988). Intertester reliability and concurrent validity of fluid-based and universal goniometers for active knee flexion. *Physical Therapy, 68*(11), 1676–8.

- Risberg, M. A., & Ekeland, A. (1994). Assessment of functional tests after anterior cruciate ligament surgery. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19(4), 212–7.
- Risberg, M. A., Holm, I., Myklebust, G., & Engebretsen, L. (2007). Neuromuscular training versus strength training during first 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized clinical trial. *Physical Therapy*, 87(6), 737–750.
- Risberg, M. A., Holm, I., & Ekeland, A. (2002). Reliability of functional knee tests in normal athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 5(1), 282–287.
- Risberg, M. A., Holm, I., Steen, H., & Beynnon, B. D. (1999). Sensitivity to changes over time for the IKDC form, the Lysholm score, and the Cincinnati knee score. A prospective study of 120 ACL reconstructed patients with a 2-year follow-up. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 7, 152–159.
- Ristanis, S., Giakas, G., Papageorgiou, C. D., Moraiti, T., Stergiou, N., & Georgoulis, A. D. (2003). The effects of anterior cruciate ligament reconstruction on tibial rotation during pivoting after descending stairs. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 11(6), 360–5.
- Rosenberg, T. D., Franklin, J. L., Baldwin, G. N., & Nelson, K. A. (1992). Extensor mechanism function after patellar tendon graft harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 20(5), 519-25.
- Ross, M. D., Irrgang, J. J., Denegar, C. R., McCloy, C. M., & Unangst, E. T. (2002). The relationship between participation restrictions and selected clinical measures following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, (10), 10–19.
- Ross, M. D. (2010). The relationship between functional levels and fear-avoidance beliefs following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedics and Traumatology: official journal of the Italian Society of Orthopaedics and Traumatology*, 11(4), 237–43.

- Rudolph, K. S., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L. (2000). Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee surgery, Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 8(5), 262–9.
- Salmon, L. J., Refshauge, K. M., Russell, V. J., Roe, J. P., Linklater, J., & Pinczewski, L. A. (2006). Gender differences in outcome after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendon autograft. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(5), 1483–1486.
- Sanna, G., & Connor, K. M. (2008). Fatigue-related changes in stance leg mechanics during sidestep cutting maneuvers. *Clinical Biomechanics*, 23, 946–954.
- Santamaria, L. J., & Webster, K. E. (2010). The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(8), 464–473.
- Sassi, R. H., Dardouri, W., Yahmed, M. H., Gmada, N., Mahfoudhi, M. E., & Gharbi, Z. (2009). Relative and absolute reliability of a modified agility T-test and its relationship with vertical jump and straight sprint. *Journal of strength and conditioning research*, 23(6), 1644–1651.
- Schiltz, M., Lehance, C., Maquet, D., Bury, T., Crielaard, J.-M., & Croisier, J.-L. (2009). Explosive Strength Imbalances in Professional Basketball Players. *Journal of Athletic Training*, 44(1), 39–47.
- Schmitt, L. C., Paterno, M. V., & Hewett, T. E. (2012). The impact of quadriceps femoris strength asymmetry on functional performance at return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(9), 750–9.
- Schultz, R. A., Miller, D. C., Kerr, C. S., & Micheli, L. (1984). Mechanoreceptors in human cruciate ligament. *The Journal of Bone Joint Surgery (American)*, 66(7), 1072-6

- Schutte, M. J., Dabezies, E. J., Zimmy, M. L., & Happel, L. T. (1987). Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *The Journal of Bone Joint Surgery (American)*, *69*, 243–247.
- Sernert, N., Kartus, J., Köhler, K., Stener, S., Larsson, J., Eriksson, B. I., & Karlsson, J. (1999). Analysis of subjective, objective and functional examination tests after anterior cruciate ligament reconstruction. A follow-up of 527 patients. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, *7*(3), 160–165.
- Seto, J. L., Orofino, A. S., Morrissey, M. C., Medeiros, J. M., & Mason, W. J. (1988). Assessment of quadriceps/hamstring strength, knee ligament stability, functional and sports activity levels five years after anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, *16*(2), 170–180.
- Shaieb, M. D., Kan, D. M., Chang, S. K., Marumoto, J. M., & Richardson, A. B. (2002). A prospective randomized comparison of patellar tendon versus semitendinosus and gracilis tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, *30*(2), 214–20.
- Shaw, T., Chipchase, L. S., & Williams, M. T. (2004). A users guide to outcome measurement following ACL reconstruction. *Physical Therapy in Sport*, *5*, 57–67.
- Shelbourne, K. D., Klootwyk, T. E., & Decarlo, M. S. (1992). Update on accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *15*(6), 303–308.
- Shelbourne, K. D., & Nitz, P. (2005). Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical journal of sport medicine official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, *15*(6), 292–299.
- Shiraishi, M., Mizuta, H., Kubota, K., Otsuka, Y., Nagamoto, N., & Takagi, K. (1996). Stabilometric assessment in the anterior cruciate ligament-reconstructed knee. *Clinical*

- Journal of Sport Medicine official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 6(1), 32–39.
- Siegel, L., Vandenakker-Albanese, C., & Siegel, D. (2012). Anterior cruciate ligament injuries: anatomy, physiology, biomechanics, and management. *Clinical Journal of Sport Medicine official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 22(4), 349–55.
- Simonian, P. T., Harrison, S. D., Cooley, V. J., Escabedo, E. M., Deneka, D. A., & Larson, R. V. (1997). Assessment of morbidity of semitendinosus and gracilis tendon harvest for ACL reconstruction. *The American journal of Knee Surgery*, 10(2), 54–59.
- Smith, B. A., Livesay, G. A., & Woo, S. L. (1993). Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clinics in Sports Medicine*, 12(4), 637–670.
- Smith, M. P., Sizer, P. S., & James, C. R. (2009). Effects of fatigue on frontal plane knee motion, muscle activity and ground reaction forces in men and women during landing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8(June), 419–427.
- Söderman, K., Pietilä, T., Alfredson, H., & Werner, S. (2002). Anterior cruciate ligament injuries in young females playing soccer at senior levels. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 12(2), 65–68.
- Spindler K. P. (2008). Clinical Practice. Anterior cruciate ligament tear. *The New England Journal of Medicine*, 359, 2135–2142.
- Spindler, K. P., Huston, L. J., Wright, R. W., Kaeding, C. C., Marx, R. G., Amendola, & A.,Dunn, W. R. (2011). The prognosis and predictors of sports function and activity at minimum 6 years after anterior cruciate ligament reconstruction: a population cohort study. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(2), 348–359.
- Stensrud, S., Myklebust, G., Kristianslund, E., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2011). Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in evaluating knee control among elite female team handball players. *British Journal of Sports Medicine*, 45(7), 589–95.

- Sun, K., Zhang, J., Wang, Y., Xia, C., Zhang, C., Yu, T., & Tian, S. (2011). Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a metaanalysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts. *The American Journal of Sports Medicine*, *31*(1), 2–11.
- Tadokoro, K. (2004). Evaluation of Hamstring Strength and Tendon Regrowth After Harvesting for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, *32*(7), 1644–1650.
- Taylor, D. C., DeBerardino, T. M., Nelson, B. J., Duffey, M., Tenuta, J., Stoneman, P. D., Mountcastle, S. (2009). Patellar tendon versus hamstring tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled trial using similar femoral and tibial fixation methods. *The American Journal of Sports Medicine*, *37*(10), 1946–57.
- Taylor, J. L., & Gandevia, S. C. (2008). A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *Journal of Applied Physiology*, *104*(2), 542–550.
- Tegner, Y., & Lysholm, J. (1985). Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (198), 43–49.
- Tegner, Y., Lysholm, J., Lysholm, M., & Gillquist, J. (1986). A performance test to monitor rehabilitation and evaluate anterior cruciate ligament injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, *14*(2), 156–9.
- Thomas, A. C., McLean, S. G., & Palmieri-Smith, R. M. (2010). Quadriceps and hamstrings fatigue alters hip and knee mechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, *26*(2), 159–170.
- Thomeé, R., Kaplan, Y., Kvist, J., Myklebust, G., Risberg, M. A., Theisen, D., Witvrouw, E. (2011). Muscle strength and hop performance criteria prior to return to sports after ACL reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 1798–1805.
- Thomeé R., Neeter, C., Gustavsson, A., Augustsson, J., Eriksson, B., & Karlsson, J. (2012). Variability in leg muscle power and hop performance after anterior cruciate ligament

- reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy official journal of the ESSKA*, 20(6), 1143–51.
- Tjomsland, O., Ljunggren, E. & Ekeland, A. (1999). Prospective study of changes in impairments and disabilities after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29(7), 400-12
- Torry, M. R., Decker, M. J., Jockel, J. R., Viola, R., Sterett, W. I., & Steadman, J. R. (2004). Comparison of tibial rotation strength in patients' status after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring versus patellar tendon autografts. *Clinical Journal of Sport Medicine official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 14(6), 325–331.
- Tsai, L.-C., Sigward, S. M., Pollard, C. D., Fletcher, M. J., & Powers, C. M. (2009). Effects of fatigue and recovery on knee mechanics during side-step cutting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(10), 1952–7.
- Vallis, L. A., & Reed-Jones, R. J. (2010). Modifications to Central Motor Control Strategies Following Anterior Cruciate Ligament Injury. A New Direction for ACL Research. En: Caroline R. Yeager (Ed.), *Anterior Cruciate Ligament (Acl): Causes of Injury, Adverse Effects and Treatment Options* (141-156). Chicago: Nova Biomedical.
- Veltri., D. M. (1997). Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Sports Medicine*, 16(1), 123-144.
- Vilches, M. V., Arranz, O. A., Roca, J. M., & Peris, M. G. (2001). Valoración funcional en las lesiones del ligamento cruzado anterior operado: utilidad del test de Bosco. *The Knee*, 35(2), 83–89.
- Viola, R. W., Sterett, W. I., Newfield, D., Steadman, J. R., & Torry, M. R. (2000). Internal and external tibial rotation strength after anterior cruciate ligament reconstruction using ipsilateral semitendinosus and gracilis tendon autografts. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(4), 552–555.

- Wagner, M., Kääh, M. J., Schallock, J., Haas, N. P., & Weiler, A. (2005). Hamstring tendon versus patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction using biodegradable interference fit fixation: a prospective matched-group analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(9), 1327–36.
- Wang, D., Jones, M. H., Khair, M. M., & Miniaci, A. (2010). Patient-reported outcome measures for the knee. *The Journal Of Knee Surgery*, 23(3), 137–151.
- Wang, & Peng. (2014). Biomechanical comparisons of single- and double-legged drop jumps with changes in drop height. *International Journal of Sports Medicine*, 35(6), 522–527.
- Waters, E. (2012). Suggestions from the field for return to sports participation following anterior cruciate ligament reconstruction: basketball. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(4), 326–36.
- Watkins, M. A., Riddle, D. L., Lamb, R. L., & Personius, W. J. (1991). Reliability of goniometric measurements and visual estimates of knee range of motion obtained in a clinical setting. *Physical Therapy*, 71(2), 90–6;
- Wierike, S. C., Sluis, A., Akker-Scheek, I., Elferink-Gemser, M. T., & Visscher, C. (2013). Psychosocial factors influencing the recovery of athletes with anterior cruciate ligament injury: a systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(5), 527–40.
- Wikstrom, E. A., Powers, M. E., & Tillman, M. D. (2004). Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 247-253.
- Wilk, K. E. (2012). Recent advances following anterior cruciate ligament reconstruction: rehabilitation perspectives : Critical reviews in rehabilitation medicine. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 5(1), 59–71.
- Wilk, K. E. Reinold, M. M., Dugas, J. R., Arrigo, C. A., Moser, M. W., & Andrews, J. R. (2005). Current concepts in the treatment of anterior cruciate ligament disruption. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 17(6), 279–293.

- Wilk, K. E., Reinold, M. M., & Hooks, T. R. (2003). Recent advances in the rehabilitation of isolated and combined anterior cruciate ligament injuries. *The Orthopedic clinics of North America*, 34(1), 107–137.
- Wilk, K. E., Romaniello, W. T., Soscia, S. M., Arrigo, C. A., & Andrews, J. R. (1994). The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing, and functional testing in the ACL-reconstructed knee. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 20(2), 60–73.
- Wilson, T. W., Zafuta, M. P., & Zobitz, M. (1999). A biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(2), 202–207.
- Woo, S. L., Hollis, J. M., Adams, D. J., Lyon, R. M., & Takai, S. (1991). Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *The American Journal of Sports Medicine*, 19(3), 217–225.
- Woo, S. L., Wu, C., Dede, O., Vercillo, F., & Noorani, S. (2006). Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 1(1), 2.
- Wrigley, T. & Strauss, G. (2000). Strength assessment by isokinetic dynamometry. En: C.J. Gore (Ed.), *Physiological Tests for Elite Athletes* (155–199). Champaign: Human Kinetics.
- Xergia, S. A, McClelland, J. A, Kvist, J., Vasiliadis, H. S., & Georgoulis, A. D. (2011). The influence of graft choice on isokinetic muscle strength 4-24 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 19(5), 768–80.
- Xergia, S. A, Pappas, E., Zampeli, F., Georgiou, S., & Georgoulis, A. D. (2013). Asymmetries in functional hop tests, lower extremity kinematics, and isokinetic strength persist 6 to 9 months following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 43(3), 154–62.

- Yoo, J. D. (2005). The Effect of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction on Knee Joint Kinematics Under Simulated Muscle Loads. *American Journal Of Sports Medicine*, 33(2), 240–246.
- Yunes, M., Richmond, J. C., Engels, E. A., & Pinczewski, L. A. (2001). Patellar versus hamstring tendons in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 17(3), 248–257.
- Zaffagnini, S., Bruni, D., Marcheggiani Muccioli, G. M., Bonanzinga, T., Lopomo, N., Bignozzi, S., & Marcacci, M. (2011). Single-bundle patellar tendon versus non-anatomical double-bundle hamstrings ACL reconstruction: A prospective randomized study at 8-year minimum follow-up. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19(3), 390–397.

13. Anexos

Anexo 1. QASLS (*Qualitative analysis of single-leg loading*)

QASLS		Optimal	Sub-optimal
Arm strategy	Excessive arm movement to balance		
Trunk alignment	Leaning in any direction		
Pelvic plane	Loss of horizontal plane		
	Excessive tilt or rotation		
Thigh motion	WB thigh moves into hip adduction		
	NWB thigh not held in neutral		
Knee position	Patella pointing towards 2 nd toe (noticeable valgus)		
	Patella pointing past inside of foot (significant valgus)		
Steady stance	Touches down with NWB foot		
	Stance leg wobbles noticeably		

Anexo 2. Escala IKDC.**2000 IKDC SUBJECTIVE KNEE EVALUATION FORM**

Your Full Name _____

Today's Date: ____/____/____ Date of Injury: ____/____/____ Date of Surgery: ____/____/____
Day Month Year Day Month Year Day Month Year**SYMPTOMS*:**

*Grade symptoms at the highest activity level at which you think you could function without significant symptoms, even if you are not actually performing activities at this level.

1. What is the highest level of activity that you can perform without significant knee pain?

- 4 Very strenuous activities like jumping or pivoting as in basketball or soccer
 3 Strenuous activities like heavy physical work, skiing or tennis
 2 Moderate activities like moderate physical work, running or jogging
 1 Light activities like walking, housework or yard work
 0 Unable to perform any of the above activities due to knee pain

2. During the past weeks, how often have you had pain?

Never 10 9 8 7 6 5 4 3 2 1 0 Constant

3. If you have pain, how severe is it?

No pain 10 9 8 7 6 5 4 3 2 1 0 Worst pain imaginable

4. During the past week, how stiff or swollen was your knee?

- 4 Not at all
 3 Mildly
 2 Moderately
 1 Very
 0 Extremely

5. What is the highest level of activity you can perform without significant swelling in your knee?

- 4 Very strenuous activities like jumping or pivoting as in basketball or soccer
 3 Strenuous activities like heavy physical work, skiing or tennis
 2 Moderate activities like moderate physical work, running or jogging
 1 Light activities like walking, housework, or yard work
 0 Unable to perform any of the above activities due to knee swelling

6. During the past weeks did your knee lock or catch?

- 0 Yes 1 No

7. What is the highest level of activity you can perform without significant giving way in your knee?

- 4 Very strenuous activities like jumping or pivoting as in basketball or soccer
 3 Strenuous activities like heavy physical work, skiing or tennis
 2 Moderate activities like moderate physical work, running or jogging
 1 Light activities like walking, housework or yard work
 0 Unable to perform any of the above activities due to giving way of the knee

Page 2 – 2000 IKDC SUBJECTIVE KNEE EVALUATION FORM

SPORTS ACTIVITIES:

2. What is the highest level of activity you can participate in on a regular basis?

- ⁴Very strenuous activities like jumping or pivoting as in basketball or soccer
³Strenuous activities like heavy physical work, skiing or tennis
²Moderate activities like moderate physical work, running or jogging
¹Light activities like walking, housework or yard work
⁰Unable to perform any of the above activities due to knee

3. How does your knee affect your ability to:

		Not difficult at all	Minimally difficult	Moderately Difficult	Extremely difficult	Unable to do
a.	Go up stairs	4 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/>
b.	Go down stairs	4 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/>
c.	Kneel on the front of your knee	4 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/>
d.	Squat	4 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/>
e.	Sit with your knee bent	4 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/>
f.	Rise from a chair	4 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/>
g.	Run straight ahead	4 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/>
h.	Jump and land on your involved leg	4 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/>
i.	Stop and start quickly	4 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	0 <input type="checkbox"/>

FUNCTION:

4. How would you rate the function of your knee on a scale of 0 to 10 with 10 being normal, excellent function and 0 being the inability to perform any of your usual daily activities which may include sports?

FUNCTION PRIOR TO YOUR KNEE INJURY:

Couldn't perform daily activities 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 No limitation in daily activities

CURRENT FUNCTION OF YOUR KNEE:

Cannot perform daily activities 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 No limitation in daily activities

Further Comments on your experience of your surgery and rehabilitation

Anexo 3. Escala Lysholm.

Name	Pre Post	Date	
------	----------	------	--

THE LYSHOLM SCORE

Please circle the most appropriate answer to each section

How much do you notice yourself limping?		
None	5	
Slight or periodic	3	
Severe or constant	0	
Do you require a crutch or stick for support?		
None	5	
Stick or crutch	2	
Weight bearing impossible	0	
Does your knee lock on you? (i.e. unable to straighten from bent position)		
No locking or catching sensation	15	
Catching sensation but no locking	10	
Locking occasionally	6	
Locking frequently	2	
Locked now	0	
Does your knee ever give way?		
Never gives way	25	
Rarely gives way during sport or sever extension	20	
Frequently gives way during sport/unable to do sport	15	
Occasionally gives way during ADL	10	
Often gives way during ADL	5	
Gives way every step	0	
How much pain do you have?		
None	25	
Inconstant and slight	20	
Marked during severe exertion	15	
Marked on or after walking >2km	10	
Marked on or after walking <2km	5	
Constant	0	
How much do you notice your knee swelling?		
None	25	
On severe exertion	20	
On ordinary exertion	15	
Constant	10	
Describe your knee function with stair climbing		
No problems	25	
Slightly impaired	20	
One step at a time	15	
Impossible	10	
Describe your knee function with squatting		
No problems	25	
Slightly impaired	20	
Not beyond 90 degrees	15	
Impossible	10	
Total		

Anexo 4. Escala Tegner.

Name

Date	
------	--

The Tegner Activity scale

On the scale from 0 – 10, Please place a **circle “O”** around the level of activity you are **currently** undertaking

10	Competitive sports	Soccer – national or international
9	Competitive sports	Soccer – lower divisions Ice hockey Wrestling Gymnastics
8	Competitive sports	Bandy Squash or badminton Athletics (jumping etc) Downhill skiing
7	Competitive sports Recreational sports	Tennis Athletics (running) Motor cross or speedway Handball or Basketball Soccer Bandy or ice hockey Squash Athletics (jumping) Cross country track finding (orienteering both recreational and competitive)
6	Recreational sports	Tennis or badminton Handball or basketball Downhill skiing Jogging, at least 5 times weekly
5	Work Competitive sports Recreational Sports	Heavy labour Cycling Cross-country skiing Jogging on uneven ground at least twice weekly
4	Work Recreational sports	Moderately heavy work (e.g., truck driving, scrubbing floors) Cycling Cross-country skiing Jogging on even ground at least twice weekly
3	Work Competitive & recreational sports	Light work Swimming Walking in rough forest terrain
2	Work	Light work Walking on uneven ground
1	Work	Sedentary work Walking on even ground
0	Sick leave or disability pension because of knee problems	

On the scale from 0 – 10, Please ALSO place a **CROSS “X”** around your **PRE- INJRY** level of activity

Anexo 5. Escala LEFS (*Lower extremity functional scale*).

Name		Pre	Post	Date	
-------------	--	------------	-------------	-------------	--

LOWER EXTREMITY FUNCTIONAL SCALE

We are interested in knowing whether you are having any difficulty at all with the activities listed below because of your lower limb problem for which you are currently seeking attention

Please provide an answer for each activity

Today, do you, or would you have any difficulty at all with :- (Circle one number on each line)

<u>Activities</u>	Extreme Difficulty Or unable To perform	Quite a bit of difficulty	Moderate difficulty	a little bit of difficulty	no difficulty
A Any of your usual work , house work , or school activities	0	1	2	3	4
B Your usual hobbies , recreational or sporting activities	0	1	2	3	4
C getting into or out of the bath	0	1	2	3	4
D walking between rooms	0	1	2	3	4
E putting on your shoes & socks	0	1	2	3	4
F squatting	0	1	2	3	4
G lifting an object, like a bag of groceries from the floor	0	1	2	3	4
H Performing light activities around your home	0	1	2	3	4
I Performing heavy activities around your home	0	1	2	3	4
J Getting into or our of a car	0	1	2	3	4
K Walking 2 street blocks	0	1	2	3	4
L walking a mile	0	1	2	3	4
M Going up or down 10 stairs (about 1 flight of stairs)	0	1	2	3	4
N Standing or 1 hour	0	1	2	3	4
O sitting for 1 hour	0	1	2	3	4
P Running on even ground	0	1	2	3	4
Q Running on uneven ground	0	1	2	3	4
R Making sharp turns while running fast	0	1	2	3	4
S Hopping	0	1	2	3	4
T Rolling over in bed	0	1	2	3	4

Column totals

SCORE : _____ / 80

Error (single measure): +/- 5 scale points

MDC: 9 scale points

MDID : 9 scale points

