

Efectos de la configuración de la serie sobre el fenómeno de *cross education*

Juan Fariñas Rodríguez

Tesis doctoral 2020

Directores:

Eliseo Iglesias Soler

Miguel Ángel Fernández del Olmo

Departamento de educación física e deportiva



UNIVERSIDADE DA CORUÑA

Los directores designados para la supervisión de este documento,

Eliseo Iglesias Soler y Miguel Fernández del Olmo,

confirman que la tesis titulada

EFFECTOS DE LA CONFIGURACIÓN DE LA SERIE SOBRE EL FENÓMENO DE *CROSS EDUCATION*

escrita por el candidato

JUAN FARIÑAS RODRÍGUEZ

cumple los requisitos para su presentación a defensa ante tribunal optando al título de doctor.

Lugar y fecha

Dr. Eliseo Iglesias Soler

Dr. Miguel Fernández del Olmo

Copyright por

Juan Fariñas

© 2020

Como no pude ser de otra manera, a mi familia, por su apoyo incondicional, ayuda y comprensión en todo momento, responsable de inculcarme los valores que me han llevado hasta donde estoy.

A mis amigos y amigas, que a pesar de no poder haber compartido todo el tiempo que me gustaría con ellos, siempre han estado ahí.

A Jéssica y María, por hacer el camino hasta este texto más sencillo.

Al Dr. Mayo, artífice de mi primer paso hacia el ámbito de la investigación, compañero de risas, lágrimas, aprendizaje y, por suerte, gran amigo a día de hoy.

“El aprendizaje es experiencia, todo lo demás es información”

(Albert Einstein)

AGRADECIMIENTOS

En estas líneas voy a tratar de plasmar la parte emocional que ha supuesto para mí el proceso de realización de esta tesis doctoral, que representa 5 años de mi vida. Ha sido un camino marcado por multitud de aprendizajes académicos, personales y emocionales. Ha implicado a muchas personas que, de una forma u otra, han contribuido (y sufrido, a veces) a la elaboración de este documento final. Agradezco profundamente a mis directores, los doctores Eliseo Iglesias Soler y Miguel Ángel Fernández del Olmo, el liderazgo intelectual y el acceso a los recursos tecnológicos que han aportado durante el proceso. Sin ellos no habría sido posible estar donde hoy me encuentro. He recibido todas las facilidades por su parte ante cualquier reto, duda o problema que se me presentó a lo largo de estos 5 años.

Todas las decisiones tomadas día a día, como se suele decir, me han colocado delante de estas páginas. La educación recibida a lo largo de estos 30 años de mi vida no se ve plasmada en este documento, pero sí en lo que representa. Comienzo por mi familia (mi madre, mi padre, mi hermana, mi hermano y mis abuelos - también los que ya no están-) que, por suerte, constituye un núcleo unido, comprensivo y con unos valores que considero de gran calidad humana; creo que han sabido transmitírmelos a lo largo de la educación recibida. Ha sido incondicional el apoyo tanto emocional como económico. Han actuado como psicólogos, como consejeros, como amigos... ¡una verdadera familia! Sin ellos, no sé si hoy estaría aquí y, de haberlo estado, sería de una forma completamente diferente.

Los amigos, esa palabra que da sentido a una parte imprescindible del ser humano, hacen que me sienta un gran afortunado. A pesar de no poder compartir con ellos todo el tiempo que me hubiera gustado, por toda la dedicación que requiere una tesis, nunca han fallado en cada caída, cada alegría, cada lágrima y, cómo no, en cada celebración. Son un pilar básico de mi vida y siento que no se puede tener a mejor gente al lado. Siento un agradecimiento infinito por poder compartir mi vida, durante tantos años, con personas así.

Estos años han acercado a mí a Jessica, María, Edu y Marta, que han pasado a ser una parte importante en mi día a día, tanto en aspectos tanto profesionales como personales. Formar un equipo de estas características es una de las experiencias más importantes que han enriquecido estos años.

En el proceso de formación universitaria, también debo estar enormemente agradecido a la orientación académica y personal de personas como Eliseo y Giráldez, que han demostrado

una calidad humana indescriptible y una vocación y dedicación incuestionables. Con el transcurso de los años los años se ha creado en mí un sentimiento casi fraternal hacia ellos. Tener la suerte de estar bajo el paraguas de gente tan volcada con su trabajo y con tantas ganas de aprender y enseñar, ayuda a que el camino sea mucho más sencillo.

Por último, quiero hacer referencia a Xián, el Dr. Mayo. Lo que comenzó con un estudio que él coordinaba y en el que participé como sujeto experimental, terminó en este documento y con una relación de amistad imprescindible a día de hoy. Largas conversaciones, consejos, terapias... han convertido a esta persona en una parte enormemente importante en mi vida.

Podría ir repasando una por una las personas que han formado parte del proceso, pero necesitaría otros cinco años para poder hacerlo bien. Por ello, agradezco de corazón a todas las personas que, en algún momento y de algún modo, han sido partícipes del proceso que hoy culmina con estas palabras y abre paso a una nueva etapa de mi vida. El crecimiento personal que ha conllevado la realización de esta tesis, por las horas de laboratorio, de ordenador, de dolores de cabeza, de resolución de situaciones nuevas..., me ha ayudado a valorar lo realmente importante. Aparte del nivel académico que espero alcanzar, alrededor de este documento se ha generado un entorno intelectual y se ha creado un grupo de personas cuya importancia para mi es difícil de plasmar con palabras.

En las siguientes páginas trato de reflejar, de la mejor manera que mi capacidad permite, la labor científica que durante 5 años de mi vida ha involucrado a la totalidad del grupo de investigación "*Performance and Health Group*", en el estudio del fenómeno del *cross education*. Espero que sea de vuestro agrado.

RESUMEN

El fenómeno de la *cross education* consiste en la transferencia de fuerza del segmento entrenado al no entrenado tras un entrenamiento unilateral de la fuerza. Esta transferencia tiene la capacidad de reducir la importancia de la desadaptación neural y estructural producida por el desuso en un segmento afectado, por ejemplo, por lesiones músculo-esqueléticas o por daño cerebral adquirido. Resulta interesante conocer la forma de modular este fenómeno de cara a optimizar los efectos beneficiosos adaptando los parámetros de la carga del entrenamiento. Se sabe que la configuración de la serie tiene una incidencia sobre los aspectos mecánicos y metabólicos relacionados con la fuerza: una configuración tradicional de la serie es más fatigante y produce una mayor pérdida de velocidad que una configuración clúster. Además, la bibliografía reporta la necesidad de una intensidad de al menos el 60% de la fuerza máxima para que aparezca el fenómeno de la *cross education*. Tras realizar los estudios diseñados para conocer los efectos de la configuración de la serie sobre dicho fenómeno, se observa que la configuración de la serie tradicional, con esfuerzos próximos al fallo muscular, resulta en una transferencia significativa de fuerza al segmento no entrenado.

RESUMO

O fenómeno de *cross education* consiste na transferencia de forza do segmento adestrado ao non adestrado tras un adestramento unilateral da forza. Esta transferencia ten a capacidade de reducir a importancia da desadaptación neural e estrutural producidas polo desuso no segmento afectado, por exemplo, por lesións músculo-esqueléticas ou dano cerebral adquirido. Resulta interesante coñecer a forma de modular este fenómeno de cara a optimizar os efectos beneficiosos adaptando os parámetros da carga do adestramento. Sábese que a configuración da serie ten unha incidencia sobre os aspectos mecánicos e metabólicos relacionados coa forza: unha configuración da serie tradicional é máis fatigante e produce unha maior perda de velocidade ca unha configuración clúster. Ademais, a bibliografía reporta a necesidade dunha intensidade de polo menos un 60% da forza máxima para que o fenómeno de *cross education* apareza. Despois de realizar os estudos deseñados para coñecer os efectos da configuración da serie sobre este fenómeno, observouse que a configuración da serie tradicional, con series próximas ao fallo muscular, resulta nunha transferencia de forza significativa ao segmento non adestrado.

ABSTRACT

Cross education phenomenon consists in strength transfer from trained to untrained limb. It can reduce both neural and structural maladaptation regarding affected limb after limb immobilisation or stroke. It is interesting to know how to modulate this phenomenon in order to optimize its effect modifying load parameters. It is known that set configuration can affect to metabolic and mechanic aspects regarding the strength, being a traditional set configuration more fatiguing than a cluster set configuration. Moreover, bibliography reports that it is needed to use at least a 60% of maximum load in order to obtain strength transfer to untrained limb. After performing the studies designed to know differences between set configurations regarding cross education, it was observed that a traditional set configuration with sets close to muscular failures results in a significant strength transfer from trained to untrained limb.

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN GENERAL	3
II. MARCO TEÓRICO	7
II.1. CROSS EDUCATION.....	9
II.1.1. <i>Hipótesis explicativas del fenómeno de cross education</i>	9
II.1.2. <i>Adaptaciones estructurales asociadas al CE</i>	11
II.1.2.1. Adaptaciones neurales	13
II.1.3. <i>Efectos funcionales sobre el miembro no entrenando</i>	19
II.1.3.1. CE y entrenamiento isométrico	20
II.1.3.2. Cross education y entrenamiento excéntrico	24
II.1.3.3. Cross education y entrenamiento concéntrico.....	26
II.1.3.4. Cross education y entrenamiento con ciclo de estiramiento acortamiento.....	27
II.1.3.5. Cross education en la inmovilización, las fracturas y el ictus	29
II.1.4. <i>Resumen de la revisión del fenómeno de cross education</i>	32
II.2. LA CONFIGURACIÓN DE LA SERIE	32
II.2.1. <i>Entrenamiento con configuración tradicional vs entrenamiento con configuración clúster</i> 35	
II.2.1.1. Respuestas agudas en función de la configuración de la serie	36
II.2.1.2. Adaptaciones crónicas.....	41
II.3. RESUMEN DE LA REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA Y JUSTIFICACIÓN DE LOS ESTUDIOS.....	44
III. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	45
III.1. DE LA TESIS	47
III.1.1. <i>Hipótesis</i>	47
III.1.2. <i>Objetivo</i>	47
III.2. DEL ESTUDIO 1. LA CONFIGURACIÓN DE LA SERIE EN EL ENTRENAMIENTO UNILATERAL DE LA FUERZA EN EL TREN SUPERIOR MODULA EL FENÓMENO DE <i>CROSS EDUCATION</i>	48
III.2.1. <i>Hipótesis general</i>	48
III.2.2. <i>Objetivo general</i>	48
III.2.3. <i>Hipótesis específicas</i>	49
III.2.4. <i>Objetivos específicos</i>	50
III.3. ESTUDIO 2. LA CONFIGURACIÓN DE LA SERIE EN EL ENTRENAMIENTO UNILATERAL DE LA FUERZA EN EL TREN INFERIOR MODULA EL FENÓMENO DE <i>CROSS EDUCATION</i>	51
III.3.1. <i>Hipótesis general</i>	51
III.3.2. <i>Objetivo general</i>	51
III.3.3. <i>Hipótesis específicas</i>	52
III.3.4. <i>Objetivos específicos</i>	53
IV. ESTUDIO 1: LA CONFIGURACIÓN DE LA SERIE EN EL ENTRENAMIENTO UNILATERAL DE LA FUERZA EN EL TREN SUPERIOR MODULA EL FENÓMENO DE <i>CROSS EDUCATION</i>	55

IV.1. MATERIAL Y MÉTODOS	56
IV.1.1. <i>Diseño experimental</i>	56
IV.1.2. <i>Muestra</i>	58
IV.1.3. <i>Procedimientos</i>	59
IV.1.3.1. Descripción del ejercicio	59
IV.1.3.2. Familiarización	60
IV.1.3.3. Evaluaciones	60
IV.1.3.4. Intervención.....	63
IV.1.3.5. Análisis de datos	64
IV.1.3.6. Análisis estadístico.....	67
IV.2. RESULTADOS	69
IV.2.1. <i>1RM</i>	69
IV.2.2. <i>Máxima potencia media de la fase propulsiva en el test de 1RM propulsiva</i>	71
IV.2.3. <i>Repeticiones 10RM</i>	72
IV.2.4. <i>Trabajo mecánico con 10RM</i>	74
IV.2.5. <i>Fuerza isométrica máxima</i>	76
IV.2.6. <i>Ratio de desarrollo de la fuerza</i>	78
IV.2.6.1. RFD 0-50 ms.....	78
IV.2.6.2. RFD 0-100 ms.....	79
IV.2.6.3. RFD 0-200 ms.....	81
IV.2.7. <i>Sección transversal</i>	82
IV.2.8. <i>Percepción del esfuerzo</i>	83
IV.2.9. <i>Pérdida de velocidad durante fase de intervención</i>	83
IV.2.10. <i>Tiempo bajo tensión</i>	83
V. ESTUDIO 2: LA CONFIGURACIÓN DE LA SERIE EN EL ENTRENAMIENTO DE FUERZA UNILATERAL EN EL TREN INFERIOR MODULA EL FENÓMENO DE CROS EDUCATION.	85
V.1. MATERIAL Y MÉTODOS	87
V.1.1. <i>Diseño experimental</i>	87
V.1.2. <i>Muestra</i>	88
V.1.3. <i>Procedimientos</i>	90
V.1.3.1. Descripción del ejercicio	90
V.1.3.2. Familiarización	90
V.1.3.3. Evaluaciones	91
V.1.3.4. Intervención.....	94
V.1.3.5. Análisis de datos	95
V.1.3.6. Análisis estadístico.....	99
V.2. RESULTADOS	100
V.2.1. <i>1RM</i>	100
V.2.2. <i>Máxima potencia media de la fase propulsiva durante el test del 1RM</i>	102
V.2.3. <i>Repeticiones con el 10RM</i>	103

V.2.4.	<i>Trabajo 10RM</i>	105
V.2.5.	<i>Fuerza isométrica máxima</i>	106
V.2.6.	<i>Ratio de desarrollo de la fuerza</i>	108
V.2.6.1.	RFD 0-50 ms.....	108
V.2.6.2.	RFD 0-100 ms.....	110
V.2.6.3.	RFD 0-200 ms.....	112
V.2.7.	<i>Sección Transversal</i>	114
V.2.8.	<i>Ángulo de peneación</i>	115
V.2.9.	<i>Estimación del volumen del muslo</i>	115
V.2.10.	<i>Pérdida de velocidad durante la fase de intervención.</i>	116
V.2.11.	<i>Esfuerzo percibido</i>	117
V.2.12.	<i>Tiempo bajo tensión</i>	117
VI.	DISCUSIÓN	119
VII.	CONCLUSIONES	129
VII.1.	CONCLUSIÓN GENERAL DE LA TESIS.....	131
VII.2.	CONCLUSIONES ESTUDIO 1: LA CONFIGURACIÓN DE LA SERIE EN EL ENTRENAMIENTO UNILATERAL Y EL FENÓMENO DE CROSS EDUCATION EN EL TREN SUPERIOR.....	131
VII.2.1.	<i>Conclusión general</i>	131
VII.2.2.	<i>Conclusiones específicas</i>	131
VII.3.	CONCLUSIONES ESTUDIO 2: LA CONFIGURACIÓN DE LA SERIE EN EL ENTRENAMIENTO UNILATERAL Y EL FENÓMENO DE CROSS EDUCATION	133
VII.3.1.	<i>Conclusión general</i>	133
VII.3.2.	<i>Conclusiones específicas</i>	133
VIII.	FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	135
IX.	REFERENCIAS	139
X.	ANEXOS	155
X.1.	ANEXO I: INFORME COMITÉ DE ÉTICA.....	157
X.2.	ANEXO II: CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA EL ESTUDIO DE TREN SUPERIOR	158
X.3.	ANEXO III: CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA EL ESTUDIO DE TREN INFERIOR.....	163
X.4.	ANEXO IV: TABLAS DE DATOS DESCRIPTIVOS DEL 1RM	168
X.4.1.	<i>1RM tren superior segmento no entrenado</i>	168
X.4.2.	<i>1RM tren superior segmento entrenado</i>	168
X.4.3.	<i>1RM tren inferior segmento no entrenado</i>	169
X.4.4.	<i>1RM tren inferior segmento entrenado</i>	169
X.5.	ANEXO V: PRODUCCIÓN CIENTÍFICA ASOCIADA A LA TESIS	170
X.6.	ANEXO VI: PRODUCCIÓN CIENTÍFICA ASOCIADA AL GRUPO DE INVESTIGACIÓN	171

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Descripción de la muestra	58
Tabla 2. Máxima potencia media propulsiva (W) del segmento no entrenado	71
Tabla 3. Máxima potencia media propulsiva (W) del segmento entrenado	71
Tabla 4. Número de repeticiones con la carga del 10RM con el segmento no entrenado.	72
Tabla 5. Número de repeticiones con la carga del 10RM del segmento entrenado.	73
Tabla 6. Trabajo mecánico (J) con la carga del 10RM con el segmento no entrenado.	74
Tabla 7. Trabajo mecánico (J) con la carga del 10RM con el segmento entrenado.	75
Tabla 8. MVC (N) del segmento no entrenado.	76
Tabla 9. MVC (N) del segmento entrenado.	77
Tabla 10. Ratio de desarrollo de la fuerza ($N \cdot s^{-1}$) entre 0 – 50 ms del segmento no entrenado.	78
Tabla 11. Ratio de desarrollo de la fuerza ($N \cdot s^{-1}$) entre 0 – 50 ms del segmento entrenado.	79
Tabla 12. Ratio de desarrollo de la fuerza ($N \cdot s^{-1}$) entre 0 – 100 ms del segmento no entrenado.	80
Tabla 13. Ratio de desarrollo de la fuerza ($N \cdot s^{-1}$) entre 0-100 ms del segmento entrenado.	80
Tabla 14. Ratio de desarrollo de la fuerza ($N \cdot s^{-1}$) entre 0-200 ms del segmento no entrenado.	81
Tabla 15. Ratio de desarrollo de la fuerza ($N \cdot s^{-1}$) entre 0-200 ms del segmento entrenado.	81
Tabla 16. Sección transversal en cm del segmento no entrenado.	82
Tabla 17. Sección transversal (cm) del segmento entrenado.	82
Tabla 18. Valores descriptivos de la muestra	89
Tabla 19. Máxima potencia media de la fase propulsiva (W) del segmento no entrenado en el test del 1RM	102
Tabla 20. Máxima potencia media de la fase propulsiva (W) del segmento entrenado en el test del 1RM.	103
Tabla 21. Número de repeticiones 10RM del segmento no entrenado.	104
Tabla 22. Número de repeticiones 10RM del segmento entrenado.	104
Tabla 23. Trabajo del 10RM (J) del segmento no entrenado.	105
Tabla 24. Trabajo del 10RM (J) del segmento entrenado.	106
Tabla 25. Fuerza isométrica máxima (N) del segmento no entrenado.	106
Tabla 26. Contracción máxima voluntaria (N) del segmento entrenado.	107
Tabla 27. Ratio de desarrollo de la fuerza ($mV \cdot s^{-1}$) entre 0 – 50 ms del segmento no entrenado.	108
Tabla 28. Ratio de desarrollo de la fuerza ($mV \cdot s^{-1}$) entre 0 – 50 ms del segmento entrenado.	109
Tabla 29. Ratio de desarrollo de la fuerza ($mV \cdot s^{-1}$) entre 0 – 100 ms del segmento no entrenado.	110
Tabla 30. Ratio de desarrollo de la fuerza ($mV \cdot s^{-1}$) entre 0 – 100 ms del segmento entrenado.	111
Tabla 31. Ratio de desarrollo de la fuerza ($mV \cdot s^{-1}$) entre 0 – 200 ms del segmento no entrenado.	112
Tabla 32. Ratio de desarrollo de la fuerza ($mV \cdot s^{-1}$) entre 0 – 200 ms del segmento entrenado.	113
Tabla 33. Sección transversal (cm) del segmento no entrenado.	114
Tabla 34. Sección transversal (cm^3) del segmento no entrenado	114

Tabla 35. Ángulo de peneación (grados) del segmento no entrenado.	115
Tabla 36. Ángulo de peneación (grados) del segmento no entrenado.	115
Tabla 37. Volumen estimado (cm ³) del muslo del segmento no entrenado.	116
Tabla 38. Volumen estimado (cm ³) del muslo del segmento entrenado.	116
Tabla 39. 1RM (kg) del segmento no entrenado.	168
Tabla 40. 1RM (kg) del segmento entrenado.	168
Tabla 41. 1RM (kg) del segmento no entrenado.	169
Tabla 42. 1RM (kg) del segmento entrenado.	169

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Hipótesis acerca de mecanismos que residen bajo el fenómeno de <i>cross education</i>	11
Figura 2. Representación esquemática del diseño experimental para tren superior.	57
Figura 3. Ejercicio de flexión de codo.	59
Figura 4. Imagen realizada con ecografía de los flexores del codo.	61
Figura 5. Dispositivo y posición para la contracción isométrica máxima	63
Figura 6. Escala OMNI-RES empleada durante el estudio (198).....	64
Figura 7. Registro de contracción isométrica	66
Figura 8. 1RM (kg) del segmento no entrenado.	69
Figura 9. 1RM (kg) del segmento entrenado. 1RM (kg) del segmento entrenado.....	70
Figura 10. Representación esquemática del diseño experimental para tren inferior.	88
Figura 11. Posición ejercicio de extensión de rodilla.	90
Figura 12. Ecografía del vasto lateral.....	92
Figura 13. Registro de contracción isométrica máxima en el tren inferior.....	98
Figura 14. 1RM (kg) del segmento no entrenado.	100
Figura 15. 1RM (kg) del segmento entrenado.	101

ABREVIATURAS

Algunas abreviaturas corresponden con siglas del término en inglés debido su uso extendido entre la comunidad científica.

10RM: diez repeticiones máximas

1RM: una repetición máxima

ANCOVA: análisis de la covarianza

ANOVA: análisis de la varianza

ANT: antropometría

BCS: del inglés, *basic cluster set* (serie clúster básica)

CE: del inglés *cross education* (educación cruzada)

CEA: ciclo de estiramiento-acortamiento

CEA: ciclo de estiramiento-acortamiento.

CON: control

CT: del inglés, *cluster training* (entrenamiento clúster)

ECNT. enfermedades crónicas no transmisibles

ECO: ecografía

EMG: electromiografía

EW:R: del inglés, *equal work-to-rest ratio* (igual proporción trabajo-descanso)

FDI: del inglés, *first dorsal interosseus* (primer interóseo dorsal)

ICI: del inglés, *intracortical inhibition* (inhibición intracortical)

IGF-1: del inglés, *insulin like growth factor 1* (factor de crecimiento similar a la insulina 1)

IRD: del inglés, *interser rest redistribution* (redistribución del descanso intraserie)

IRR: del inglés, *interrepetition rest* (descanso interrepeticiones)

ISR: del inglés, *interser rest* (descanso interseries)

ITSR: del inglés, *intraser rest* (descanso intraserie)

M1: corteza motora primaria

MEP: del inglés, *motor evoked potential* (potencial motor evocado)

MVC: del inglés, *maximum voluntary contraction* (máxima contracción voluntaria)

n10RM: número de repeticiones en el postest con la carga de 10RM

OMS. Organización Mundial de la Salud

RFD: del inglés, *rate of force development* (tasa de desarrollo de la fuerza)

RMF: resonancia magnética funcional

RMS: del inglés, *root mean square* (raíz de la media cuadrática)

ROM: del inglés, *range of motion* (rango o arco de movimiento)

RP: del inglés, *rest-pause method* (método descanso-pausa)

RPE: del inglés, *rate of perceived exertion* (nivel de esfuerzo percibido)

rTMS: del inglés, *repeated transcranial magnetic stimulation* (estimulación magnética transcranial repetida)

SICI: del inglés, *short intracortical inhibition* (inhibición cortical corta)

SMA: del inglés, *supplementary motor area* (área motora suplementaria)

SNC: sistema nervioso central

SD: del inglés, *standard deviation* (desviación estándar)

ST: sección transversal

TAC: tomografía axial computarizada

TDCS: del inglés, *transcranial direct current stimulation* (estimulación transcranial directa con corriente continua)

TMS: del inglés, *transcranial magnetic stimulation* (estimulación magnética transcranial)

TT: del inglés, *traditional training* (entrenamiento tradicional)

VA: del inglés *voluntary activation* (activación voluntaria)

VL: vasto lateral

VMP: velocidad media propulsiva

I. Introducción general

El cuerpo humano ha sido diseñado para el movimiento. La caza, los desplazamientos en busca de comida y refugio, la recolección y la capacidad de huir y defenderse, eran imprescindibles para la supervivencia. Es por eso que la ausencia de estímulos en forma de actividad física conlleva un deterioro de las funciones a nivel muscular y cardiorrespiratorio, pudiendo derivar en diversos problemas para salud. La fuerza muscular es una capacidad imprescindible para realizar de forma eficiente multitud de tareas de la vida diaria (1). Se puede definir como la capacidad de generar fuerza ($m \cdot a$) bajo condiciones biomecánicas concretas. Acciones como desplazamientos, tareas del hogar, asearse, relacionarse y alimentarse requieren una adecuada aptitud muscular, cardiovascular y cardiorrespiratoria. Uno de los principales objetivos de las recomendaciones que se realizan desde instituciones internacionales como la OMS (Organización Mundial de la Salud) es promover unos estilos de vida que permitan estimular los componentes de la condición física de cara a poder disfrutar de plena autonomía durante la mayor parte posible de la vida (2).

En los últimos años se han empezado a introducir recomendaciones que incorporan ya la realización de un entrenamiento mínimo de fuerza. Por ejemplo, la OMS recomienda realizar actividades de fortalecimiento de los grandes grupos musculares dos o más veces por semana (2). El objetivo de estas recomendaciones es, además de prevenir las enfermedades crónicas no transmisibles (ECNT), conservar o mejorar una capacidad funcional intrínseca que garantice la independencia para el desempeño de las actividades de la vida diaria. En palabras de la propia OMS, se trata de que las personas sean capaces de hacer aquello que quieren hacer.

Sabemos que el entrenamiento de fuerza genera una serie de adaptaciones beneficiosas a nivel estructural, como pueden ser la hipertrofia de las fibras musculares, el crecimiento y la proliferación de las miofibrillas, cambios en los tendones y el tejido conectivo, (p.ej., modificaciones en el ángulo de pennación); cambios metabólicos de las fibras musculares y adaptaciones a nivel neural, como la modificación en el reclutamiento y frecuencia de descarga de las motoneuronas, o cambios en la excitabilidad corticoespinal (3). Por el contrario, sabemos que la inmovilización y el desuso producen consecuencias negativas. En el caso de lesiones u otras enfermedades que obligan a mantener periodos de inmovilización, estas consecuencias son más acusadas e incluyen: alteraciones estructurales, desadaptaciones neurales y reducciones del rango de movimiento (4–7).

El entrenamiento de la fuerza se usa de forma muy extendida en el ámbito de rendimiento deportivo y, como hemos visto, también está recomendado en las personas no deportistas para mantener su salud, su capacidad funcional y su independencia a lo largo de la vida. Además, es un componente esencial en todos los procesos de rehabilitación y readaptación tras un periodo obligado de reducción de la movilidad o de inmovilización completa. En estos casos, con el objetivo de mejorar la estructura y la función neuromusculares deterioradas por la inactividad, el entrenamiento del segmento afectado suele iniciarse cuando se permite su movilización (4,8), y no antes, lo que implica que apenas reciba estímulos durante la fase de movilidad reducida. Sin embargo, existe una alternativa para proporcionar estímulos o lograr efectos positivos en el segmento que permanece inmovilizado. Se trata del fenómeno del *cross education*, que se refiere a la transferencia de fuerza al miembro no entrenado como consecuencia del entrenamiento del contralateral sano (9–11).

El fenómeno del *cross education* (CE) fue descrito por primera vez en 1984 por Scripture (12), quien observó que, tras 10 sesiones de entrenamiento de prensión manual de forma unilateral, ambos miembros mejoraban la fuerza y que, tras 10 sesiones de práctica de una tarea con el miembro superior derecho, consistente en introducir una barra de metal en una pletina con orificios de diferente diámetro, mejoró el porcentaje de aciertos con ambas extremidades. Este estudio puso de manifiesto la existencia de un curioso fenómeno que con el paso de los años ha ido despertando la atención de multitud de investigadores, interesados en obtener una explicación acerca de los mecanismos que envuelven el CE (10,13,14), encontrar la forma de modular la transferencia y conocer qué régimen de contracción e intensidad era el más efectivo (11,15).

Varios trabajos (8,16–18) han intentado comprobar cómo la realización de ciertos tipos de entrenamiento unilateral tenía efectos sobre estructuras contralaterales afectadas y no entrenadas. Tras un accidente cerebrovascular, el entrenamiento unilateral con el miembro menos afectado se asoció con un incremento de la fuerza y del ROM en el miembro colateral más afectado y no entrenado (17). Magnus *et al.* (8), tras una fractura de radio, comprobaron que la ganancia de fuerza y ROM en el miembro fracturado fueron significativamente mayores en el grupo que comenzó la rehabilitación con el miembro contralateral no afectado durante el periodo de inmovilización que en el que inició la rehabilitación una vez que se permitió la movilización del miembro fracturado.

Para que se produzca el efecto del *cross education*, el entrenamiento de fuerza debe generar un estímulo apropiado. Como sucede con el ejercicio en general, sus efectos son dosis-dependientes. Existe cierto consenso en que, para lograr la transferencia de fuerza al miembro no entrenado, la intensidad de la carga debe ser al menos del 60 % de 1RM (una repetición máxima) y la duración no inferior a cuatro semanas (10,11). Hasta donde conocemos, estos entrenamientos se han desarrollado con series largas, y solo en fechas relativamente cercanas se han publicado estudios que exploran cómo puede afectar al CE la modificación de la configuración de la serie. La configuración de la serie, definida como el número de repeticiones realizadas respecto al máximo posible para una carga determinada (19), puede incidir sobre las adaptaciones causadas por el entrenamiento, tanto a nivel estructural como neural (19–24). Se ha observado que, equiparando la relación trabajo-pausa para realizar el mismo número total de repeticiones, con el mismo tiempo total de recuperación pero distribuido de forma distinta, los incrementos en los niveles de fuerza en el miembro entrenado resultan ser similares entre los distintos protocolos (19,20,25). Sin embargo, las configuraciones largas de la serie provocan una mayor pérdida de rendimiento mecánico durante cada una de las sesiones. Esta disminución del rendimiento puede explicarse por la fatiga provocada por la acumulación de metabolitos (26–28), una de las causas más ampliamente aceptadas en la bibliografía (20), o por la fatiga neuromuscular, definida como la reducción en la capacidad de producción de fuerza máxima inducida por el ejercicio (29). El aumento de esta fatiga produciría un incremento de la demanda de implicación neural para tratar de mantener los niveles de producción de fuerza, y dada su naturaleza presumiblemente adaptativa a nivel del sistema nervioso central, surge la pregunta de si la diferente configuración de la serie afectará de manera distinta al fenómeno de CE.

Por todo lo anterior, el objetivo de esta tesis es comparar las diferencias que se producen en las adaptaciones de un miembro no entrenado, tras el entrenamiento del contralateral, cuando se usa una configuración tradicional de la serie, próxima al fallo, o una configuración clúster.

II. Marco teórico

II.1. Cross education

En la bibliografía está reportado, de forma recurrente, que tras una actividad motora unilateral, se producen adaptaciones crónicas en la musculatura homóloga contralateral (10,30).

El fenómeno conocido como *cross education* (CE), tal como se definió en párrafos anteriores, consiste en la transferencia de fuerza y precisión en las tareas al miembro no entrenado, tras la realización de un entrenamiento unilateral (5,14,15,31). Este fenómeno se puso en conocimiento de la comunidad científica, por primera vez, en 1894 (12), al comprobarse que tanto la fuerza como la precisión en la tarea planteada, entrenada de forma unilateral, generaban una serie de incrementos en ambas en el miembro contralateral no entrenado. Este fenómeno tiene una serie de características ya descritas en la bibliografía (9,31–36): ocurre tanto en el tren superior como en el inferior; tanto en músculos accesorios como antigravitatorios; no se ve afectado por la edad o el sexo de las personas; ocurre tras la realización de contracciones voluntarias, producidas por electroestimulación o incluso imaginadas de forma unilateral; se produce tras el entrenamiento con diferentes regímenes de contracción (isométrico y dinámico); está regido por los principios del entrenamiento; las ganancias de fuerza son mayores cuando se lleva a cabo el test en la misma tarea realizada por el miembro entrenado; aparece en ausencia de actividad muscular significativa en el miembro no entrenado; no se evidencia hipertrofia en el miembro no entrenado tras el entrenamiento unilateral y es mayor cuando se entrena el miembro dominante.

Considerando que el fenómeno de *cross education* puede ser útil para lograr efectos beneficiosos en un miembro inmovilizado cuando se entrena el contralateral, es de gran interés comprenderlo en profundidad para conseguir los mejores resultados “terapéuticos” en la ganancia de fuerza y de ROM (37–39). A continuación, se presenta una revisión de las diferentes dimensiones que afectan al CE. Por un lado, veremos las hipótesis explicativas del fenómeno de CE y, por otro, se presentarán las evidencias existentes sobre los efectos obtenidos tras diversos tipos de entrenamiento y las aplicaciones en casos de lesiones de diferente índole.

II.1.1. Hipótesis explicativas del fenómeno de *cross education*

Actualmente se conocen los efectos del entrenamiento de fuerza sobre las adaptaciones de la musculatura entrenada en dos niveles:

- a) **Muscular**, como la hipertrofia, el incremento en la actividad enzimática muscular, cambios metabólicos y de la arquitectura muscular y cambios en las características del tejido conectivo y en los tendones (3,40);
- b) **Neural**, con el aumento de la frecuencia de descarga de las unidades motoras, una mejor coordinación intra e intermuscular, modificaciones en los reflejos espinales y posibles adaptaciones corticales (3).

En las primeras fases del entrenamiento, las mejoras en los niveles de fuerza se producen como consecuencia de adaptaciones a nivel del sistema nervioso (36,41,42). Aunque algún estudio ha observado un aumento en la sección transversal con pocas sesiones de entrenamiento (43), en la mayor parte de los casos no se han encontrado modificaciones estructurales en los músculos implicados durante las primeras semanas de entrenamiento (42,44,45). En opinión de Damas *et al.* (46), los cambios que se observan en la arquitectura muscular en los primeros momentos apenas se distinguen de los que se deben al edema tisular.

En relación con los mecanismos que subyacen al fenómeno de *cross education*, existen una serie de hipótesis que no son necesariamente excluyentes entre sí, y que dividiremos en neurales y musculares. En la bibliografía (14,47,48), los principales modelos que actualmente se barajan son los siguientes:

1. Modelo del **acceso bilateral**. Considera que el entrenamiento de fuerza produce adaptaciones en las áreas motoras responsables del control y ejecución de los movimientos del miembro entrenado, creando una copia eferente de la tarea unilateral que resulta accesible bilateralmente. El hemisferio contrario puede acceder a estos circuitos modificados durante la contracción voluntaria del miembro entrenado para mejorar el *output* de fuerza sobre el no entrenado. Este modelo está basado en el paradigma del aprendizaje motor, y se apoya en la evidencia de la mejora de la precisión en ciertos tipos de habilidades en el miembro no entrenado, tras la ejecución de dicha habilidad con el miembro que la lleva a cabo (9). En este supuesto, la magnitud de la transferencia será dependiente de la complejidad de la tarea realizada. Se puede ver una representación esquemática de esta hipótesis en la figura 1A (49).
2. Modelo del **cross activation**. Propone que una tarea realizada de forma unilateral incrementa la excitabilidad cortical bilateralmente. Sugiere que el entrenamiento unilateral de la fuerza produce cambios específicos de la tarea en la organización de las vías motoras proyectadas al músculo homólogo contralateral. Esto resultaría en una

reorganización en las vías motoras contralaterales que podrían hacer más eficiente el *drive* neural a los músculos no entrenados, lo que resulta en un incremento de la capacidad de producción de fuerza. Esta hipótesis está basada en la evidencia de que las contracciones unilaterales pueden alterar de forma aguda la excitabilidad cortical y espinal de las vías motoras ipsilaterales (9,49). Mientras que la magnitud de la *cross activation* depende de la intensidad de la contracción unilateral (50), el grado de transferencia será proporcional al nivel de activación requerido para la tarea de entrenamiento (49). La representación esquemática se muestra en la figura 1B (49).

3. Modelo de la **estabilización postural y coordinación**. Plantea que los músculos estabilizadores pueden jugar un papel en la magnitud de transferencia al miembro no entrenado que ayuda a la eficiencia en la ejecución de los ejercicios (3,11,51).

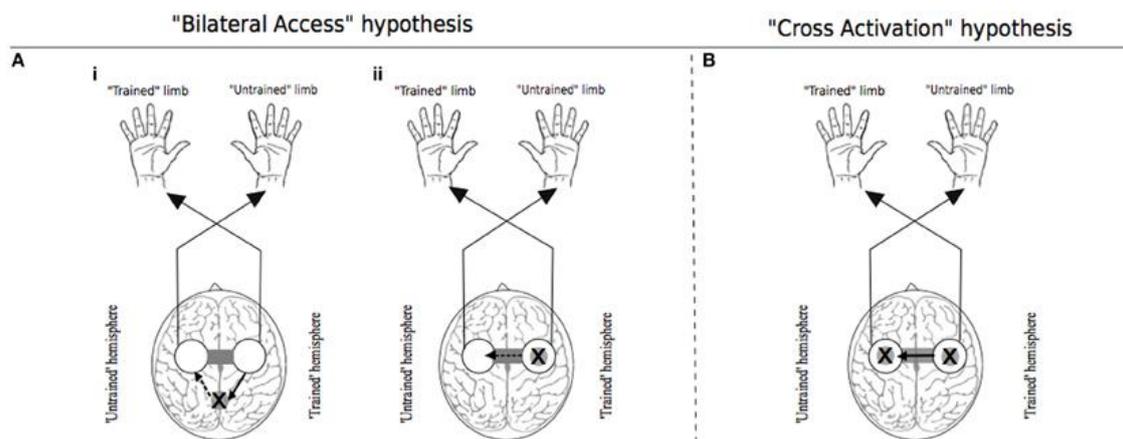


Figura 1. Hipótesis acerca de mecanismos que residen bajo el fenómeno de *cross education*

La "X" representa las regiones donde se producirían las adaptaciones relacionadas con el entrenamiento, los círculos blancos indican las redes motoras en cada hemisferio. En (A), las flechas sólidas representan los procesos que ocurren durante el entrenamiento unilateral. Las flechas discontinuas representan los procesos que son específicos referentes a la transferencia, generados por el miembro no entrenado. (Ai) presenta la hipótesis de engramas creados durante el entrenamiento unilateral establecidos en los centros del subcorticales que son accesibles por las redes motoras tanto del miembro entrenado como del no entrenado. (Aii) ejemplifica la hipótesis del acceso a través del cuerpo calloso, según la cual las adaptaciones relacionadas con el entrenamiento se proyectan a través de las redes motoras de la extremidad entrenada, y son accesibles por las redes motoras del miembro no entrenado a través de los circuitos del cuerpo calloso. B) se representa la hipótesis de *cross activation*, que supone que durante el entrenamiento unilateral, la activación de la red motora homóloga da lugar a adaptaciones bilaterales que facilitan posteriormente el rendimiento del miembro no entrenado (49).

II.1.2. Adaptaciones estructurales asociadas al CE

Como se comentaba en líneas anteriores, el entrenamiento de fuerza genera una serie de adaptaciones a nivel estructural sobre la musculatura entrenada (3,42,52). Estas adaptaciones juegan un papel importante en el incremento de la fuerza muscular y se producen

tras un período de entrenamiento con cargas. En referencia al mecanismo de CE, son numerosos los estudios que han tratado de comprobar si existe algún tipo de modificación estructural sobre la musculatura homóloga contralateral no entrenada (44,53) y existe cierto consenso en que no se detectan cambios estructurales (11). A continuación se muestran las conclusiones publicadas en la revisión llevada a cabo por Lee y Carroll (9) en la que se evidencia la baja probabilidad de la influencia de las adaptaciones estructurales sobre las ganancias de fuerza en el miembro contralateral:

- Los estudios realizados con resonancia magnética no encontraron modificaciones significativas en la sección transversal ni en perímetro muscular del miembro no entrenado.
- No se han encontrado modificaciones en la actividad enzimática ni en los tipos de fibra tras realizar biopsia muscular.
- Los registros electromiográficos han demostrado que el miembro no entrenado se mantenía virtualmente inactivo durante el desarrollo del entrenamiento con el miembro entrenado, por lo que la actividad eléctrica no es suficiente para generar un estímulo que incremente la fuerza muscular a expensas del incremento de la masa muscular

Carroll *et al.* (10) se manifiestan cautelosos a la hora de descartar por completo una posible mediación de los cambios estructurales en el proceso de CE, por una posible falta de sensibilidad en la medición de los mismos.

Otra posibilidad es que la secreción de hormonas anabólicas, provocada por el entrenamiento de la fuerza, afecte a la musculatura no entrenada. Sin embargo, el hecho de que las ganancias de fuerza solo se produzcan en la musculatura homóloga, descartaría esta hipótesis. Si los efectos se debiesen a la secreción hormonal tendrían una repercusión sistémica y, por tanto, afectaría a otros grupos musculares no homólogos a los entrenados, y existen estudios que confirman que la musculatura no homóloga contralateral no resulta afectada por el entrenamiento de fuerza (54).

Otra opción es que el entrenamiento unilateral pueda generar la activación de una pequeña cantidad de unidades motoras en el músculo homólogo contralateral. Se ha demostrado que durante el entrenamiento unilateral el músculo contralateral no se activa de forma significativa y que también existe transferencia de fuerza en ausencia de esta actividad (55–57). Es difícil concluir que con una pequeña actividad muscular se puedan generar

modificaciones estructurares e incrementos significativos de fuerza en la musculatura no entrenada (10).

II.1.2.1. **Adaptaciones neurales**

Dado que las adaptaciones musculares quedan casi descartadas para explicar el fenómeno de CE, el efecto debe de ser el resultado de la forma en que el sistema nervioso central activa a la musculatura. Podría verse aumentado el *drive* neural hacia los músculos agonistas y sinergistas del miembro no entrenado, o se produciría una reducción de la activación de los antagonistas (58,59).

Durante y después de un entrenamiento fatigante, próximo al fallo muscular, el *output* cortical y la activación voluntaria (VA, por sus siglas en inglés) de los músculos ejercitados se reduce progresivamente (47,48,60). Esta fatiga central reduce la capacidad de producción de la fuerza porque el sistema nervioso central (SNC) es incapaz de enviar órdenes a las motoneuronas de forma eficiente, por lo que se plantea si este es uno de los posibles motivos por los que se produce la transferencia de la fuerza. En paralelo a un incremento de la fatiga central se reduce también la inhibición intracortical (ICI, por sus siglas en inglés), reducción que se vincula a una facilitación del aprendizaje motor y, por ende, respaldaría la hipótesis de que el CE es mediado por el acceso bilateral a las copias eferentes del movimiento.

Asimismo, el avance de la tecnología, como puede ser la resonancia magnética funcional y la posibilidad de analizar las modificaciones en el flujo sanguíneo y la desoxigenación en diversas zonas del encéfalo, arrojan información muy valiosa sobre las zonas que se pueden activar de forma bilateral durante el entrenamiento unilateral. A continuación, se hace una revisión de las estructuras que pueden jugar un papel crucial en el fenómeno de CE.

II.1.2.1.1. **Decusación piramidal**

Del total de las neuronas corticoespinales que abandonan la corteza motora primaria (M1), en torno a un 85-90% cruzan al lado contrario a la altura de la decusación piramidal. Los axones de las motoneuronas corticales restantes continúan un descenso ipsilateral y las proyecciones de este tracto corticoespinal ipsilateral podrían jugar un papel importante en el fenómeno de CE, dado que estas proyecciones podrían alterar la excitabilidad de las vías ipsilaterales (47).

II.1.2.1.2. **Modificaciones en las vías espinales**

La médula espinal es la estructura encargada, entre otras cosas, de conducir información de forma bidireccional entre los niveles supraespinales y los inferiores, mediando además en diversos mecanismos reflejos. Existe un mecanismo conocido como inhibición recíproca, en el que la activación de las neuronas aferentes producida por la activación de la musculatura agonista, genera una inhibición de la antagonista. Este proceso es mediado a través de interneuronas específicas que se encuentran en el asta ventral de la médula, reciben señales de los centros segmentarios y centros superiores, y funcionan como un centro integrador en el control espinal de los movimientos voluntarios. Este circuito neuronal polisináptico forma parte del conocido como reflejo de estiramiento, y hace posible la coordinación entre agonistas y antagonistas (61). Los axones colaterales de las neuronas sensitivas presentes en el huso neuromuscular generan a su vez impulsos nerviosos hacia el cerebro a través de las vías ascendentes, por lo que se permite un movimiento controlado y su percepción consciente. Este mismo tipo de reflejo se da en un mecanismo conocido como reflejo de extensión cruzada, en el que ante un estímulo doloroso en un miembro, se produce un alejamiento del estímulo de este miembro, mientras que se activa la musculatura extensora contralateral con el objetivo de hacer el movimiento más eficiente y estabilizar el cuerpo. Esto pone de relieve la existencia de circuitos espinales que ejercen actividad sobre el lado contralateral (62), de tal manera que las modificaciones en las vías espinales proyectadas al miembro contralateral podrían jugar un papel en el incremento de la fuerza en el miembro no entrenado, haciendo más eficiente la ejecución del entrenado.

Este tipo de mecanismos se puede medir a través del reflejo H, que es una medida de la transmisión de información refleja entre las neuronas aferentes I_a y las motoneuronas α . Tiene una respuesta que depende de varios factores: excitabilidad de las motoneuronas espinales, inhibición presináptica, desinhibición presináptica y excitabilidad de los axones aferentes y eferentes (63). Los estudios que analizan el reflejo H en referencia al CE (64–66) no encuentran modificación en la amplitud del reflejo H asociada al fenómeno de *cross education* de forma crónica (47), por lo que no se pueden obtener conclusiones definitivas sobre la posible contribución de los circuitos espinales al fenómeno de CE.

Lagerquist *et al.* (65) analizaron el reflejo H antes y después del entrenamiento en un grupo control y otro sometido a entrenamiento isométrico unilateral. Comprobaron que las modificaciones en el reflejo H tenían lugar únicamente en el miembro entrenado del grupo de entrenamiento, pero no en el miembro no entrenado; en el grupo control permaneció

invariable. Concluye que las ganancias en el miembro entrenado fueron, al menos en cierta medida, consecuencia de posibles adaptaciones espinales, mientras que la ganancia en el no entrenado fue debida, teóricamente, a adaptaciones supraespinales. Sin embargo, no se pueden descartar completamente otros mecanismos que podrían afectar al miembro contralateral. Hortobagyi *et al.* (67) encontraron una disminución del reflejo H en los flexores de la muñeca activada durante contracciones voluntarias del segmento contralateral, que desaparecían tras 35 segundos. Los resultados, no se pudieron replicar con el uso de la estimulación eléctrica percutánea. Concluyeron que la actividad aferente y el comando motor implicados en producción de la contracción de un lado, puede alterar las vías motoras contralaterales.

La onda V se emplea para la investigación de las adaptaciones neurales en respuesta al entrenamiento de la fuerza (68). Consiste en una variante electrofisiológica del reflejo H que se evoca a través de la estimulación supramáxima del nervio que conduce el estímulo hasta la musculatura mientras el sujeto lleva a cabo una contracción muscular máxima. La amplitud de esta onda refleja el ratio de codificación de las motoneuronas, así como la excitabilidad de los reflejos.

En referencia a estas dos técnicas de análisis de la actividad neural aplicados al estudio del CE, Fimland *et al.* (64) observaron un incremento en las variables del torque máximo voluntario, electromiografía (EMG) normalizada con la onda M, y la onda V normalizada del sóleo en el miembro no entrenado del grupo de entrenamiento unilateral, respecto al grupo control. Respecto al miembro entrenado, se observó un incremento en el torque máximo voluntario, EMG normalizada con la onda M, y la onda V normalizada con la onda M. El reflejo H normalizado no presentó ningún tipo de variación significativa en ninguno de los segmentos. Concluyeron que aumentaba el *drive* neural hacia la musculatura agonista contralateral que contribuía a los incrementos del CE, por lo que los efectos recaerían, hipotéticamente, en las estructuras supraespinales.

II.1.2.1.3. **Modificación de las vías supraespinales**

Buscar mecanismos sencillos para explicar adaptaciones complejas, suele ser un error. En nuestro organismo, y más concretamente al referirnos a un sistema tan complejo como el nervioso central, las adaptaciones se deben a cambios que se producen en distintos niveles y que son difíciles de detectar. Recientemente se han publicado estudios (47–49) en los que se trataban de buscar las localizaciones susceptibles de influir en el fenómeno de CE.

II.1.2.1.3.1. Excitabilidad cortical

La actividad cortical bilateral pone de manifiesto una activación concurrente en ambos hemisferios durante el *output* motor (47,69,70). Se sabe que la M1 ipsilateral del miembro entrenado juega un papel importante en el proceso de CE. Se han reportado incrementos en la excitabilidad cortical, descenso en la inhibición corticoespinal, reducción en la inhibición interhemisférica e incrementos en la AV medida con TMS en la M1 ipsilateral al miembro entrenado (47,70).

La TMS es una de las herramientas empleadas para la evaluación del estado de la M1 y los efectos provocados sobre esta por el entrenamiento. Los potenciales motores evocados (MEPs, por sus siglas en inglés) representan el balance entre las redes excitatoria e inhibitoria que influyen sobre el tracto corticoespinal en su totalidad, incluyendo los circuitos corticales, las motoneuronas descendentes y las interneuronas espinales (71–73). Su amplitud refleja la integridad del tracto corticoespinal, la excitabilidad de la M1 y la eficiencia de la conducción neural a través de las vías motoras periféricas. Sin embargo, resulta complicado determinar en qué lugar de este complejo mecanismo se ubican las adaptaciones producidas por el entrenamiento, puesto que el impulso viaja por todas las estructuras. Varios estudios (67,70,74) han encontrado un incremento de la excitabilidad cortical ipsilateral tras un entrenamiento unilateral, que resulta en transferencia de fuerza al miembro no entrenado. También se ha observado un incremento en la fuerza de los sinergistas contralaterales, sin ningún tipo de modificación significativa en la amplitud de los MEPs o los períodos de silencio posteriores a los mismos, lo que sugiere la implicación de adaptaciones en otras estructuras no detectadas por la TMS (73).

Se puede concluir que la excitabilidad bilateral de la M1 tiene lugar en las regiones corticales que controlan a los músculos homólogos, pero no hay suficiente evidencia acerca de que esta excitabilidad sea el mecanismo principal del fenómeno de CE (47).

II.1.2.1.3.2. Respuestas inhibitorias

El empleo de pares de pulsos con TMS permite evaluar de forma objetiva la fisiología de las conexiones cortico-corticales. Aplicar un pulso condicional del 70-80% del umbral motor, entre 2-4 ms antes de un estímulo por encima del umbral motor, resulta en una reducción del MEP pareado que es comparado con el de pulso simple. Esto permite una estimación de la excitabilidad de los circuitos GABAérgicos (circuitos inhibitorios de bajo umbral) de la M1

calculando los ratios entre los MEPs condicionados y los no condicionados, conocidos por sus siglas en inglés como SICI (*short-interval intracortical inhibition*). Así se puede medir la eficacia sináptica de las redes neuronales entre las M1 en el fenómeno de CE. En este sentido, se han detectado reducciones en el SICI en estudios sobre CE, en la M1 ipsilateral, que controla el miembro no entrenado (70,75). Esta reducción se traduciría en una mejor focalización del *drive* excitatorio hacia las neuronas corticoespinales de la M1 ipsilateral, que explicaría la mejora de la fuerza del lado no entrenado.

Con el incremento de la actividad muscular se produce una inhibición cortical selectiva y específica hacia el músculo agonista (47). Esto apoya los hallazgos de Mason *et al.* (73), quienes encontraron que los cambios en la inhibición ocurren únicamente en la región cortical que controla a la musculatura implicada en la tarea. Se puede afirmar que estas reducciones en el SICI están relacionadas con los circuitos GABAérgicos y que están asociados con los incrementos de fuerza en el CE (47). En esta misma línea, Kidgell *et al.* (70) observaron una reducción del 37% en la SICI en un grupo que realizó entrenamiento con contracciones excéntricas, comparado con comparado con otro que realizó entrenamiento concéntrico. La transferencia de fuerza fue superior tras el entrenamiento excéntrico (47% en la fuerza excéntrica con entrenamiento excéntrico, frente al 28% de fuerza concéntrica tras entrenamiento concéntrico).

La inhibición interhemisférica (IHI, por sus siglas en inglés) es un mecanismo neurológico por el cual un hemisferio ejerce una inhibición sobre el opuesto, a través de circuitos excitatorios que discurren por el cuerpo calloso y activan circuitos inhibitorios locales en los puntos de destino en la M1. Se cree que este mecanismo puede respaldar la hipótesis de la *cross activation* en el fenómeno de CE, a través de una reducción de la IHI de la M1 entrenada hacia la no entrenada (47), durante las contracciones unilaterales máximas (67). Hortobagyi *et al.* (74) reportan una reducción del 30,9% en el IHI del hemisferio entrenado sobre el no entrenado, con un incremento de la fuerza máxima voluntaria del 21,8% en el primer dorsal interóseo no entrenado. Los cambios en la IHI y en la transferencia de fuerza incrementaban su correlación a través de las 20 sesiones de entrenamiento. Concluyeron pues, que dichos resultados sugieren una contribución de la plasticidad interhemisférica sobre el mecanismo de CE.

Frazer *et al.* (47) entienden que, a pesar de proporcionar información acerca de algunos mecanismos que median en la transferencia de fuerza al miembro no entrenado, la TMS no es suficiente por sí sola para establecer una relación directa entre los cambios en las respuestas corticales ipsilaterales y la magnitud del CE. Para ampliar y precisar el análisis de las respuestas

corticoespinales consideran necesario completar los datos de la TMS con los de otras técnicas, por lo que sugieren hacer un análisis de la excitabilidad de la médula y de la AV.

II.1.2.1.3.3. Activación voluntaria

A través de la técnica conocida como *twitch interpolation* se puede medir la actividad voluntaria (VA), es decir, la capacidad voluntaria para activar centralmente las neuronas motoras. Usando esta técnica, Shima *et al.* (76) observaron un incremento de la VA tanto en el miembro entrenado como en el no entrenado.

Hasta la fecha, solo conocemos un estudio (60) que haya investigado la VA y el CE mediante TMS. En este trabajo, la fuerza isométrica máxima se incrementó tanto en los extensores de la muñeca entrenada ($31.2 \pm 18\%$) como la no entrenada ($9.3 \pm 9.8\%$) y la VA de la muñeca izquierda (no entrenada) pasó de un $92.7 \pm 4.6\%$ a un $95.6 \pm 2.9\%$, lo que significa un incremento del $2.9 \pm 3.5\%$. Se remarca la especificidad del fenómeno de CE, ya que en abducción no se detectó ningún tipo de modificación en la MVC en ninguno de los miembros. Estos resultados sugieren que las mejoras en el *drive* motor cortical ipsilateral contribuyen a la transferencia de fuerza hacia el miembro no entrenado.

II.1.2.1.4. Neuroimagen y *cross education*: activación simultánea de diversas estructuras de forma bilateral

Con el avance de la tecnología han surgido técnicas que nos permiten conocer la actividad que se produce durante la ejecución de tareas concretas en diferentes regiones del encéfalo, como es el caso de la resonancia magnética funcional (RMF).

El CE está controlado a nivel central por la comunicación interhemisférica y la actividad cortical bilateral (47,50), por lo que conocer qué regiones tienen actividad durante las tareas unilaterales puede arrojar información muy valiosa sobre las estructuras involucradas en el CE. Recientemente se han publicado estudios que muestran la activación con tareas unilaterales de diversas regiones fuera de la M1, pero comunicadas de forma funcional (13,48), como son la corteza premotora, el área motora suplementaria (SMA, por sus siglas en inglés) y el área motora cingulada (47). En referencia a esta actividad, es importante conocer qué función desempeña cada una de ellas en el control del movimiento humano.

El SMA está comunicada con las regiones corticales adyacentes del área cingulada, y se sabe que ambas juegan un papel importante en el inicio de los movimientos voluntarios. Así

mismo, el SMA tiene funciones durante el desarrollo y la adquisición de nuevas secuencias de movimiento, además de realizar la planificación y control de monitorización de las mismas. Esto está asociado a la plasticidad cortical que sigue al aprendizaje motor (49). Recientemente se ha comprobado que la comunicación entre las SMA bilaterales es mayor que la que existe entre otras regiones del sistema motor cortical. Puesto que el entrenamiento unilateral involucra a las vías interhemisféricas y que el nivel de conectividad estructural influye en la magnitud del CE (48), se hace necesario realizar estudios para comprobar la persistencia de estos cambios en la conectividad entre ambas SMA tras intervenciones que busquen efectos crónicos sobre el miembro no entrenado.

La corteza premotora dorsal tiene proyecciones directas hacia las motoneuronas espinales y comparte conexiones con la M1 ipsilateral. Los estudios con neuroimagen muestran una importante conectividad entre el área premotora dorsal y la corteza prefrontal, mientras que la parte posterior tiene proyecciones directas a la M1 y la médula espinal (47). Esta estructura podría jugar un papel en el CE, pero todavía no se han realizado estudios que lo confirmen.

El área motora cingulada también se presenta como región posiblemente involucrada en el CE, debido a la gran conectividad que existe entre las regiones homotópicas de ambos hemisferios. Esta región se activa durante los movimientos unilaterales y el nivel de activación se incrementa a medida que aumenta la fuerza generada.

El entrenamiento con intensidades elevadas que es necesario para que se dé el fenómeno de CE (13,15) podría generar cambios crónicos en los patrones de activación neurales de las regiones comentadas, que favorecerían la transferencia al miembro no entrenado.

II.1.3. Efectos funcionales sobre el miembro no entrenando

A pesar de que no está determinado el mecanismo o mecanismos involucrados en el fenómeno de CE, es evidente que la transferencia se produce y tiene aplicaciones importantes en el ámbito clínico. En los siguientes apartados abordaremos los efectos que se producen con diferentes entrenamientos (concéntrico, excéntrico, isométrico y CEA) y en diferentes afecciones del aparato locomotor por lesiones o por accidentes cerebrovasculares como el ictus.

Debido a la gran heterogeneidad de los estudios publicados sobre el CE (11,15,45,57,77), las magnitudes obtenidas en cada uno de ellos difieren bastante, dependen del régimen de

contracción que se emplee durante el entrenamiento (15,57,78) y de las características de la evaluación que se realice (47).

Las contracciones isométricas y concéntricas conllevan unos patrones de activación presumiblemente diferentes que la activación excéntrica (79). Estas diferencias incluyen la reducción de la activación muscular durante las contracciones excéntricas máximas, una modificación en el patrón de reclutamiento de las unidades motoras durante contracciones excéntricas submáximas, una reducción en la amplitud de los MEPs utilizando TMS y estimulación periférica durante contracciones excéntricas, además de una mayor resistencia a la fatiga (reducciones en la fuerza) durante contracciones repetidas (79,80).

Los niveles de fatiga producidos de forma aguda por los diferentes regímenes de contracción son distintos para el miembro entrenado (57,81). Grabiner *et al.* (81) compararon dos entrenamientos isocinéticos unilaterales a $30^{\circ}\cdot s^{-1}$. Un grupo realizaba contracciones voluntarias máximas de forma concéntrica y el otro de forma excéntrica. El grupo de entrenamiento excéntrico presentó de forma aguda una reducción del 13% en la máxima fuerza voluntaria ejercida de forma excéntrica; en el grupo de entrenamiento concéntrico la reducción fue del 39%. Estos resultados concuerdan con los de otros estudios con objetivos similares (57,82–84). Respecto al miembro no entrenado, Grabiner *et al.* (81) comprobaron que su fuerza máxima voluntaria no variaba tras el entrenamiento concéntrico pero aumentaba un 11% tras el excéntrico. Estas diferencias pueden deberse a diferentes comportamientos de la inhibición intracortical, el período de silencio y la excitabilidad cortical medidos con TMS (70). A continuación, se presentan los resultados de diferentes investigaciones clasificadas en función de los regímenes de contracción utilizados para las intervenciones y así ver las diferencias entre magnitudes y protocolos.

II.1.3.1. **CE y entrenamiento isométrico**

La investigación publicada por Meyers en 1967 (85) buscaba comprobar cómo el volumen del entrenamiento isométrico podía afectar a la cantidad de fuerza ganada, tanto en el miembro entrenado como en el no entrenado. Comparó un grupo control con otros dos de entrenamiento isométrico, de 6 semanas de duración, con 3 sesiones semanales, que diferían en el volumen total: uno realizó 3 contracciones isométricas máximas de 6 segundos y, otro, 20 contracciones, también de 6 segundos cada una. El incremento de fuerza en el miembro entrenado fue superior en el grupo con mayor volumen de entrenamiento. En cambio, para el miembro no entrenado se obtuvieron incrementos moderados pero significativos en el grupo

que entrenó con menor volumen (85). Estos resultados son contradictorios con otros reportados en estudios más recientes (13,15,86), que afirman que un mayor volumen conlleva una mayor transferencia al segmento no entrenado.

Cannon *et al.* (87) compararon un entrenamiento con contracciones voluntarias con otro con contracciones provocadas por electroestimulación. Ambos se realizaron durante 5 semanas, con 3 sesiones semanales y 15 contracciones por sesión al 80% de la FIM. En los dos grupos se produjo una mejora del 15% en la FIM del miembro entrenado. En cambio, en el miembro no entrenado solo logró un incremento significativo del 9,5% el grupo que realizó las contracciones voluntarias. Al no encontrar modificaciones en la respuesta de la señal eléctrica tras la intervención, concluyeron que pueden existir adaptaciones centrales que no se manifiestan en el *drive* neural medido con electromiografía (EMG). Sí se observó la importancia de la intencionalidad de las contracciones para obtener transferencia al miembro no entrenado. En otro estudio (88) se comparó el efecto de las contracciones reales con otras imaginadas. La FIM de abducción en el 5º dorsal interóseo del miembro entrenado mejoró un 30% cuando se habían ejecutado las contracciones y un 22% cuando se habían imaginado. En el miembro no entrenado, aunque menor, también se encontró un incremento, del 14 % y el 10%, respectivamente. De este modo, se pudo concluir que en la ganancia de fuerza existía una implicación de la planificación y programación motora de los movimientos, que producía resultados significativos en ausencia de hipertrofia; estas adaptaciones neurales, previas a la hipertrofia, también tenían efectos en el miembro no entrenado.

Otro de los factores a tener en cuenta en las adaptaciones neurales que acompañan a los incrementos de fuerza, son los niveles de coactivación. Carolan *et al.* (59) realizaron un entrenamiento unilateral de 8 semanas con contracciones isométricas máximas de extensión de la rodilla. La fuerza extensora del miembro entrenado aumentó un 32,8 %; no encontraron modificaciones crónicas en la actividad electromiográfica del músculo vasto lateral, pero, tras una semana de entrenamiento, sí observaron una reducción en torno al 20% de la coactivación de los músculos isquiotibiales durante la contracción. Estos mismos cambios, pero en menor cuantía y algo más tardíos, se identificaron en el miembro contralateral no entrenado. Tras dos semanas de entrenamiento, la FIM extensora de rodilla aumentó un 16,2 % y la coactivación de la musculatura isquiotibial se redujo 13%. No hubo cambios en la FIM de la musculatura flexora, en el registro EMG del músculo bíceps femoral ni en el grado de coactivación del cuádriceps, en ninguno de los miembros. Todo esto sugiere que, aunque no se encuentren modificaciones crónicas en la EMG, sí existe un aprendizaje para generar una reducción en la coactivación de la

musculatura antagonista que facilita la acción de la agonista y que se transfiere al miembro no entrenado.

Además, varios estudios han demostrado que la transferencia se produce de forma específica hacia el músculo homólogo contralateral del agonista principal entrenado, y no hacia otros con funciones secundarias durante esa tarea. Lee et al. (60) observaron un incremento significativo en la fuerza extensora de la muñeca entrenada (31,5 %) y no entrenada (8,2 %) sin modificaciones en la fuerza abductora. Manca *et al.* (89) obtuvieron resultados similares en la FIM con una tarea en la que estaba implicado el músculo primer interóseo dorsal de la mano. Esta especificidad de la transferencia hacia el músculo homólogo entrenado, ya se había demostrado en la década de los 90 por Kanus *et al.* (90) para la musculatura extensora y flexora de las rodillas. A diferencia del entrenamiento extensor exclusivamente isométrico que realizarían posteriormente Carolan *et al.* (59), Kanus *et al.* (90) combinaron un entrenamiento isométrico con otro isocinético. Mientras los primeros solo encontraron mejoría y transferencia en la musculatura extensora, los segundos observaron un incremento en la MVC en los extensores del 34% en el miembro entrenado, un 12% en el no entrenado y ninguna modificación significativa en el grupo control respecto al pretest. Para los flexores, las modificaciones fueron del 20% para el miembro entrenado, un 8% para el no entrenado y una reducción del 4% (no significativa) para el grupo control.

Otro de los factores importantes citados en las características del CE es la preferencia lateral. Farthing *et al.* (36) estudiaron el efecto del entrenamiento isométrico en un grupo de mujeres con una preferencia lateral eminentemente diestra. Hicieron tres grupos: entrenamiento con el miembro dominante, entrenamiento con el miembro no dominante y grupo control. Tras seis semanas de entrenamiento, con 4 sesiones semanales, los dos grupos experimentales mejoraron la fuerza del miembro entrenado, pero solo se produjo transferencia al miembro no entrenado en el grupo que ejercitó su miembro dominante (sin modificaciones en la EMG). Considerando que los niveles de fuerza de los miembros no entrenados siempre fueron significativamente mayores en los dominantes, tanto antes como después de la intervención, los no dominantes partían de unos niveles de fuerza menores y, por lo tanto, serían, *a priori*, más “entrenables”. Esto explicaría también por qué la sección transversal (ST) de la musculatura implicada aumentó solo en el miembro no dominante entrenado. En definitiva, parece que el margen de mejora es mayor en la musculatura menos habituada a la producción de fuerza.

Lagerquist *et al.* (65) obtuvieron incrementos similares en el miembro entrenado y en el contralateral no entrenado (15,3 % vs 17,83 %) tras un entrenamiento con un ejercicio de extensión de la rodilla en el miembro dominante, mostrando diferentes respuestas en las vías espinales reflejas. Entienden que es importante que la duración del estudio no sea superior a 8 semanas, para que los procesos de hipertrofia, que podrían aparecer en el miembro entrenado al cabo de ese tiempo, no interfieran en la precisión de la observación sobre las adaptaciones neurales que residen tras el CE.

El hecho de que la transferencia sea mayor hacia el miembro no dominante va en la línea de lo que ocurre con el aprendizaje de habilidades, que suele darse con mayores efectos en función de la novedad de la tarea y en una dirección del miembro dominante hacia el no dominante (91,92).

Durante la medición de la FIM se puede hacer un análisis del ratio de desarrollo de la fuerza (RFD, por sus siglas en inglés), que es un indicador de las posibles adaptaciones a nivel neural que se pueden dar con el entrenamiento (3). Adamson *et al.* (86), además de encontrar mejoras en el 1RM (79 % en el miembro entrenado y 9 % en el no entrenado) y la MVC (37% en el miembro entrenado y un 35% en el no entrenado), también observaron aumentos en el RFD, tanto el miembro entrenado (43 %) como en el no entrenado (49 %).

Fimland *et al.* (64) encontraron niveles de transferencia similares en la MVC en estudio diseñado para evaluar las respuestas en diferentes indicadores de adaptaciones neurales (onda M y reflejo H). Tras un entrenamiento de 4 semanas, con 4 sesiones semanales, en las que se realizaban 6 series de 6 contracciones máximas (recuperación de 10 s entre repeticiones y de 2 min entre series), hallaron aumentos del 40 % en el miembro entrenado y 32 % en el miembro no entrenado. También se encontraron mejoras de la MVC en un estudio más complejo destinado a evaluar la plasticidad interhemisférica de la M1 a través de la TMS. Hortobagyi *et al.* (74), entrenaron el músculo primer dorsal interóseo, con 1.000 repeticiones al 80% de la MVC, repartidas en 20 sesiones, y registraron incrementos del 49,9 % en el miembro entrenado y de un 28,1 % en el no entrenado.

Existe mucha heterogeneidad en los diseños de los entrenamientos de los diferentes estudios, lo que dificulta obtener una información cuantitativa precisa sobre la influencia del CE en la MVC. Según el metaanálisis realizado por Manca *et al.* en 2017 (15), se podría concluir que el entrenamiento isométrico permite una ganancia de fuerza del 8,2 % en la MVC del miembro no entrenado, y por lo tanto atribuible al fenómeno del CE.

II.1.3.2. *Cross education y entrenamiento excéntrico*

En los procesos de rehabilitación clásicos para recuperar un miembro lesionado tras la retirada de la inmovilización, las contracciones excéntricas están contraindicadas (93), sobre todo en las primeras fases de la intervención, a pesar de que este tipo de contracciones logran unos incrementos en los niveles de fuerza que son mayores en comparación con los entrenamientos de fuerza concéntricos (79,94). Por este motivo, se han tratado de conocer los efectos del entrenamiento excéntrico unilateral sobre el miembro no entrenado, como un recurso potencialmente útil en los procesos de rehabilitación (57,95), y comparar sus efectos con los del entrenamiento concéntrico (70).

Papandreou *et al.* (96) llevaron a cabo el primer estudio en pacientes operados del ligamento cruzado anterior. Entrenaron el miembro contralateral no lesionado con ejercicio excéntrico durante 8 semanas. Observaron que el entrenamiento excéntrico sobre el miembro no lesionado redujo de forma significativa el déficit de fuerza en el miembro lesionado y no entrenado, y no encontraron diferencias entre los grupos que realizaron 3 o 5 sesiones semanales. La transferencia de fuerza excéntrica hacia el miembro no entrenado ya había sido comunicada por Hortobagyi *et al.* (54) en 1999, y fue confirmada por Kidgeull *et al.* (70) más recientemente. Estos autores informaron de que después de un entrenamiento excéntrico se produjo un aumento del 62 % en la fuerza del miembro entrenado y del 47% en el no entrenado.

Grabiner y Owings (81) compararon los efectos agudos de la fatiga provocada por un entrenamiento concéntrico y otro excéntrico. Inmediatamente después de la sesión, en el miembro entrenado, el entrenamiento concéntrico produjo una reducción de la fuerza concéntrica de un 39%, mientras que el excéntrico redujo los niveles de fuerza excéntrica en un 13%. En el miembro contralateral no entrenado, tras el entrenamiento excéntrico mejoró la producción de fuerza voluntaria un 11%, mientras que tras el concéntrico no se detectaron modificaciones. Este estudio muestra indicios de los efectos agudos del entrenamiento excéntrico sobre el miembro no entrenado, que podrían hacerse crónicos tras una intervención con protocolos diseñados para tal fin.

Hortobagyi *et al.* (54) añadieron la electroestimulación al entrenamiento excéntrico y encontraron que, tras el entrenamiento combinado, la ganancia de fuerza en el miembro contralateral no entrenado fue del 104 %, frente al 30% que se produjo con el entrenamiento excéntrico exclusivamente voluntario. Durante el entrenamiento excéntrico se produce un menor nivel de activación que reflejaría la incapacidad del sistema nervioso central para activar

a la totalidad de las motoneuronas (81); esto puede deberse a un mecanismo de inhibición que protegería al tejido músculo-tendinoso ante la tensión generada durante la fuerza excéntrica (78). La aplicación de la electroestimulación durante una contracción excéntrica permite incrementar el torque entre un 11 y un 12%, respecto a la acción exclusivamente voluntaria; en cambio, durante las contracciones concéntricas e isométricas, también ejecutadas aplicando electroestimulación, el torque se veía reducido (78). Es posible que la combinación del entrenamiento excéntrico con la electroestimulación produzca la activación de un mayor número de motoneuronas, y este incremento en el número de neuronas activadas sería el responsable de que exista una mayor transferencia de fuerza hacia el miembro no entrenado (54).

En 1997, Hortobagyi *et al.* (57) confirmaron que el fenómeno del CE era específico y dependiente del tipo de contracción: un entrenamiento excéntrico unilateral producía, sobre el miembro no entrenado, un incremento mayor de la fuerza excéntrica que de la concéntrica y, a la inversa, un entrenamiento concéntrico producía un mayor incremento de la fuerza concéntrica. Estos datos concuerdan con los de Lepley *et al.* (95), que tras un entrenamiento excéntrico a $30^{\circ}\cdot s^{-1}$ y $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ de los extensores de la rodilla, observaron incrementos en los niveles de fuerza excéntrica en el miembro contralateral no entrenado, pero no en la fuerza concéntrica.

Para estudiar la influencia de la velocidad de ejecución durante el entrenamiento excéntrico, Farthing *et al.* (97) compararon dos entrenamientos con diferentes velocidades angulares: $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ vs $30^{\circ}\cdot s^{-1}$. En el miembro entrenado mejoraron ambos grupos, aunque la ganancia en la fuerza excéntrica fue mayor en el grupo que entrenó a $180^{\circ}\cdot s^{-1}$; en cambio, en el miembro no entrenado solo se encontró un incremento de fuerza en el grupo que entrenó con mayor velocidad.

Weir *et al.* (98), estudiaron el efecto del entrenamiento unilateral excéntrico de la musculatura extensora de la rodilla, en todo el rango de movimiento, sobre la fuerza isométrica en tres ángulos articulares, 15° , 45° y 75° . El incremento en la fuerza isométrica solo fue significativo en los 45° y los 75° , tanto en el miembro entrenado como en el contralateral no entrenado, con lo que se pudo confirmar un efecto específico para algunos ángulos y no para todo el ROM. Estos efectos persistían en ambos miembros 8 semanas después de haber finalizado el entrenamiento. En un estudio que se comentará más tarde, un entrenamiento de la musculatura del tobillo con CEA (76), también se mantuvieron las ganancias bilaterales después de 6 semanas.

Un inconveniente habitual para el uso del entrenamiento excéntrico en la rehabilitación de lesiones es la precio elevado de los dispositivos isocinéticos que permiten mantener constante la velocidad angular durante la ejecución de los ejercicios y asegurar el control de esta variable. Coratella *et al.* (99) compararon un entrenamiento con un dispositivo isocinético y otro en el que el investigador realizaba el desplazamiento de la carga en la fase concéntrica y permitía que el sujeto realizase el trabajo puramente excéntrico. Ambos protocolos lograron incrementos similares en los niveles de fuerza en el miembro no entrenado, una vez más sin modificaciones estructurales en la musculatura. Concluyeron que, para realizar intervenciones con este tipo de contracción, se pueden utilizar los recursos que se encuentran habitualmente en una instalación deportiva convencional: con un buen diseño pueden ser un sustituto de las costosas máquinas de trabajo isocinético.

Para concluir este apartado, en el metaanálisis realizado por Manca *et al.* (15) se calculó que la ganancia de fuerza en el miembro no entrenado tras el trabajo excéntrico es del 17.7%.

II.1.3.3. ***Cross education y entrenamiento concéntrico***

Se sabe que el entrenamiento con contracciones únicamente concéntricas genera un incremento de la fuerza (aumento de 1RM) en el miembro entrenado (100). No obstante, tanto el entrenamiento con fase concéntrica y excéntrica como el entrenamiento eminentemente excéntrico, generan mayores incrementos en los niveles de fuerza isocinética (80,101,102). En cuanto al CE, la bibliografía muestra que el entrenamiento excéntrico produce mayores niveles de transferencia hacia el miembro no entrenado que el régimen de contracción concéntrico (57).

En este sentido, con el objetivo de comprobar si el entrenamiento isotónico eminentemente concéntrico, genera transferencia al miembro no entrenado y ver si el desentrenamiento reducía los efectos del entrenamiento

Housh *et al.* (103) comprobaron que un entrenamiento unilateral únicamente concéntrico, con un ejercicio de *leg extension* (8 semanas; 3 sesiones semanales; 3-5 series de 6 repeticiones al 80% de 1 RM) producía un incremento de la fuerza concéntrica con carga constante en el miembro entrenado (42%) y en el no entrenado (15%). Respecto a la fuerza durante la contracción isocinética, hubo un incremento en el miembro entrenado, pero no existió transferencia hacia el miembro contralateral, observándose la especificidad ya conocida del fenómeno (57,70,97,104). Al igual que vimos líneas más arriba para el entrenamiento

excéntrico, los efectos perduraban en ambos miembros tras 8 semanas de desentrenamiento (98,105).

Evetovich *et al.* (106) comprobaron que un entrenamiento unilateral concéntrico isocinético a $90^{\circ}\cdot s^{-1}$, durante 14 semanas (3 sesiones semanales de 6 series con repeticiones), produjo incrementos estadísticamente significativos en los niveles de fuerza tanto en el miembro entrenado como en el no entrenado, sin que hubiese modificaciones en la amplitud del RMS (*root mean square*) de la EMG ni el torque generado. Posteriormente, Abazovic *et al.* (107) realizaron un entrenamiento concéntrico isocinético a $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ durante 4 semanas, con extensión y flexión de la rodilla. Se produjo una ganancia de fuerza en la musculatura del miembro no entrenado de entre el 12 y el 17%. También se evaluó la fuerza $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ y se vio que la transferencia no era específica para la velocidad, lo que resulta contradictorio con los hallazgos que habían encontrado Farthing *et al.* (97) para el entrenamiento excéntrico.

En 2015, Manca *et al.* (108) publicaron un estudio de caso de una persona con una lesión en el nervio peroneo que fue sometido a un entrenamiento isocinético de 32 sesiones durante 8 semanas. En cada sesión se realizaron 3 series con 4RM a $45^{\circ}\cdot s^{-1}$ y otras 3 con 6RM a $90^{\circ}\cdot s^{-1}$. Se encontraron incrementos notables en los parámetros dinamométricos de la musculatura flexora dorsal afectada y mejoras en el ROM y los test funcionales (6 minutos caminando, 10 metros caminando y *time-up-and-go test*). A nivel neurofisiológico, se observó un aumento en el reclutamiento máximo medido con EMG tras realizar en análisis de la amplitud del RMS.

En el metaanálisis de Manca *et al.* (15) se estima la ganancia en el miembro contralateral no entrenado la ganancia de fuerza tras un entrenamiento exclusivamente concéntrico es de un 11,3%.

II.1.3.4. **Cross education y entrenamiento con ciclo de estiramiento-acortamiento**

El régimen de contracción comúnmente utilizado para el entrenamiento de fuerza es el que implica una fase concéntrica y una fase excéntrica o ciclo de estiramiento-acortamiento (CEA). Este tipo de entrenamiento produce mayores incrementos en los niveles de fuerza que el entrenamiento eminentemente concéntrico (80,101,102). Además, este tipo de régimen de contracción genera incrementos en los niveles de la MVC (76), a pesar de que las ganancias de fuerza sean más pronunciadas en los test desarrollados con el tipo de contracción utilizada en la intervención.

Además, Beyer *et al.* (109) realizaron un entrenamiento con CEA (ejercicios de *leg extension* y *leg press*, durante cuatro semanas, con tres sesiones semanales de 3 series de 8-10 repeticiones al 80% de una 1RM). Encontraron una transferencia del 40,4% hacia miembro no entrenado únicamente en el ejercicio de *leg press*. Estos resultados son similares a los que ya habían obtenido Zhou *et al.* (110). Latella *et al.* (111) también constataron un incremento de fuerza en el ejercicio de *leg press* a las cuatro semanas de iniciar un entrenamiento con cargas progresivas (78%, el 83,5% y el 88,5% del 1RM), tanto el miembro entrenado (21,2 %) como en el contralateral no entrenado (17,4 %). Estas ganancias todavía fueron mayores a las 8 semanas: 29 % y 20,4 %, respectivamente. Estos cambios se acompañaron de una reducción de la inhibición cortical, pero en ningún momento pudieron identificar modificaciones estructurales, cambios en la EMG o la excitabilidad cortical.

En 2008, Adamson *et al.* (86) entrenaron de forma unilateral los músculos flexores del codo durante 8 semanas, con 3 sesiones semanales y una carga de 5RM (aproximadamente el 85% de 1RM). El miembro entrenado mejoró los niveles de fuerza respecto al pretest en un 79 % mientras que el no entrenado lo hizo en un 9 %. Kidgell *et al.* (112), también en los flexores del codo, midieron los efectos del entrenamiento unilateral del miembro dominante sobre la ganancia de fuerza en los homólogos contralaterales. Tras un entrenamiento de 4 semanas al 80% de 1RM, pudieron constatar una ganancia de fuerza del 29 % en el miembro entrenado y del 19,2 % en el no entrenado.

Además del tipo de contracción y la intensidad, es importante conocer otros aspectos que pueden influir en la cuantía del CE para identificar los parámetros idóneos que obtengan el mayor efecto: volumen y velocidad. Munn *et al.* (113) realizaron un entrenamiento unilateral de los flexores del codo, durante 6 semanas, 3 sesiones por semana, con una intensidad del 80% de 1RM y con repeticiones hasta el fallo muscular. Distribuyeron a los sujetos en grupos con una o tres series por sesión y con ejecuciones a velocidades altas o bajas. Solo lograron un pequeño incremento de la fuerza en el miembro contralateral no entrenado (7%) con el entrenamiento de 3 series, sin encontrar diferencias atribuibles a la velocidad de ejecución. Este incremento es muy similar al que habían calculado estos mismos autores en un metaanálisis previo (30). Se puede concluir que, además de la intensidad, el volumen es factor importante para que se produzca el CE.

También se ha observado en fenómeno del CE con un entrenamiento de CEA en los músculos flexores de la muñeca (114). Se crearon dos grupos de entrenamiento con sujetos con preferencia lateral diestra para trabajar con el 70% del 1RM, 4 series de 6 repeticiones durante

3 semanas. El primero de los grupos que ejecutó las contracciones con el brazo derecho (dominante) obtuvo una transferencia de fuerza de un 10%, mientras que el grupo que entrenó con el brazo izquierdo (no dominante), la transferencia fue del 15% , observándose que el CE tiene lugar entrenado tanto el miembro dominante como el no dominante (114).

En cuanto a la transferencia de la resistencia muscular, ya en 1970, Shaver (115) consiguió demostrar que un entrenamiento “isotónico” unilateral de los flexores del codo, con cargas progresivas durante 6 semanas, producía un incremento de la fuerza isométrica máxima y de la resistencia, tanto en la musculatura entrenada como en la contralateral no entrenada, aunque los incrementos en la resistencia no eran proporcionales a los aumentos de la fuerza.

Shima *et al.* (76) también demostraron la presencia de CE tras el entrenamiento con CEA de los músculos extensores del tobillo (incremento del 18,9% de la MVC en el miembro entrenado y un 7,8% en el no entrenado). Pero su hallazgo más interesante es que los efectos beneficiosos sobre el miembro no entrenado permanecen 6 semanas después de finalizar el entrenamiento: la fuerza del miembro entrenado se reducía significativamente -aunque seguía siendo mayor que antes del entrenamiento-, pero la del miembro no entrenado sí se conservaba.

Manca *et al.* (15) calcularon que el entrenamiento unilateral con CEA genera una transferencia de fuerza hacia el miembro contralateral no entrenado del 15,9%. Este valor es 4,6 puntos porcentuales mayor que con un entrenamiento puramente concéntrico. La ventaja de este hallazgo es que, además de provocar mayor transferencia, en la práctica resulta más fácil realizar ejercicios de CEA que ejercicios en los que se necesita controlar y evitar la fase excéntrica.

II.1.3.5. *Cross education en la inmovilización, las fracturas y el ictus*

Un aspecto que ha suscitado el interés de los investigadores es la utilidad del fenómeno del CE en la recuperación de la movilidad tras una situación patológica que la ha deteriorado. Existen estudios que pretenden averiguar qué efectos produce la inmovilización en los miembros (5,17,38,116) y cómo el CE puede influir sobre ellos en determinadas condiciones (8,116,117).

La inmovilización induce una serie de cambios en el sistema músculo-esquelético que, entre otros, afectan a la morfología, el tipo de fibras, la fatigabilidad y la contractilidad (118,119).

Se observaron reducciones del diámetro de las fibras musculares tipo I, IIa y IIx de un 13%, un 10% y un 10% respectivamente (120).

La inmovilización también provoca desadaptaciones neurales que afectan a las propiedades de las motoneuronas, a la eficacia de la transmisión del impulso entre ellas y a la representación cortical de la musculatura inmovilizada (4,17,119). Se han descrito modificaciones en los procesos de inhibición intracorticales mediados por los receptores GABA_B, que afectan al conjunto de procesos que se encargan de la producción, transporte de la información y ejecución de las contracciones en la musculatura (4).

Tras el cese de la inmovilización, los procesos de rehabilitación buscan revertir las desadaptaciones y restablecer la normalidad funcional (38,93,94,121). El entrenamiento permite recuperar la reducción de la sección transversal de los músculos (120), y las funciones perdidas pueden restablecerse con un periodo de rehabilitación de una duración similar al de la inmovilización (122).

Se han llevado a cabo diferentes trabajos para estudiar los efectos del *cross education* sobre las desadaptaciones que sufre un miembro inmovilizado (5,8,17,18). Pearce *et al.* (18) comprobaron que tras tres semanas de inmovilización de un miembro superior, comparándolo con el contralateral no inmovilizado ni entrenado, se redujo la fuerza isométrica un 14,7 % y la sección transversal del músculo un 4,3 %. En cambio, cuando se entrenaba el miembro no inmovilizado durante 3 semanas, con 3 sesiones semanales de 4 series de 6-8 repeticiones al 80 % de 1RM, mejoraba el miembro entrenado y no se producían desadaptaciones en el miembro inmovilizado: los niveles de fuerza y la sección muscular eran similares a los del pretest, realizado antes de la inmovilización. Estos resultados fueron similares a los encontrados en estudios previos con este tipo de entrenamiento (13,36). Farthing *et al.* (116) obtuvieron unos resultados similares con ejercicios de prensión manual. El entrenamiento también se prolongó 3 semanas, con 5 sesiones semanales de 3 series de 8 repeticiones, pero el número de series se fue incrementando hasta 6. Cuando no se entrenó el miembro contralateral no inmovilizado, el miembro inmovilizado perdió un 11 % de fuerza y un 3,3 % de sección muscular. En cambio, no sufría variaciones significativas si se había entrenado el contralateral. Lo que sí observaron en el grupo que hizo el entrenamiento unilateral fue un incremento significativo de la activación de la corteza M1 contralateral (que controla el miembro inmovilizado), concluyendo que el mantenimiento de la fuerza en el miembro inmovilizado puede estar asociado al incremento en la activación de la corteza motora producida por el entrenamiento unilateral.

Es interesante el uso de estos diseños sobre casos clínicos, en los que la presencia de una lesión o enfermedad podría afectar a estructuras o procesos implicados en el CE. A los 3 meses de una inmovilización por fractura, la fuerza del miembro lesionado es aproximadamente el 50% de la del miembro no fracturado, y transcurrido un año, todavía puede persistir un déficit de un 12% (17). Magnus *et al.* (8) estudiaron el efecto a los largo de 26 semanas de un entrenamiento unilateral de la fuerza en personas con una fractura distal del radio, frente a un tratamiento convencional (inmovilización durante 40 días y ejercicios con la mano del miembro fracturado). El entrenamiento del miembro sano comenzó en el momento de la fractura y se realizó 3 veces por semana, con series de 8 repeticiones con la fuerza de prensión máxima tolerada; se comenzó con 2 series y se progresó hasta 5. Las personas que realizaron el entrenamiento mostraron un nivel de fuerza y un ROM en el miembro fracturado que fueron significativamente mayores en la semana 12, pero no en la 9 ni en la 26.

En el caso del ictus, Dragert *et al.* (123) quisieron comprobar la hipótesis de que entrenando los músculos dorsiflexores del tobillo del miembro menos afectado, se producirían incrementos en los niveles de fuerza y en el *output* motor de forma bilateral. La intervención tuvo una duración de 6 semanas con una frecuencia de 3 sesiones semanales. Cada sesión consistió en la ejecución de 5 series de 5 contracciones isométricas máximas mantenidas durante 5 segundos, con una recuperación de 2 segundos entre contracciones y 2 minutos entre series. Tras la intervención, se obtuvieron incrementos en el torque de dorsiflexión de un 34 % en el miembro menos afectado (entrenado) y de un 31 % en el más afectado (no entrenado). Además, la activación muscular medida con EMG se vio incrementada en un 59 % en el miembro menos afectado (entrenado) y un 20 en el más afectado (no entrenado). De manera similar, recientemente se ha publicado un estudio desarrollado con pacientes crónicos de ictus en el ejercicio de flexión de muñeca (124) en el que, tras 5 semanas de entrenamiento con 3 sesiones semanales (5 series de 5 repeticiones de 5 segundos de contracción máxima), se produjo un incremento del 42% en los niveles de fuerza isométrica en el miembro menos afectado y un 35% en el miembro más afectado.

Al igual se sucede en personas sanas (10,12), el entrenamiento unilateral en personas con ictus produce una transferencia en la precisión de las tareas hacia el miembro no entrenado. Ausenda y Carnovali, en 2011, (125) publicaron un estudio aleatorizado con grupo control en personas que habían tenido una lesión que afectó únicamente a uno de los hemisferios. El grupo experimental realizó el *Nine Hole Peg Test* 10 veces al día durante tres días consecutivos con el miembro controlado por el hemisferio no afectado. Tras la intervención los resultados

mostraron un incremento de un 22,6 % en la velocidad de ejecución del test con el miembro parético (no entrenado) en el grupo de intervención, así como en diferentes tareas de ejecución bimanual, frente al grupo control, en el que no se encontraron diferencias significativas.

II.1.4. Resumen de la revisión del fenómeno de *cross education*

El CE consiste en la transferencia de fuerza y habilidades al miembro no entrenado tras el entrenamiento unilateral (38,49), y se da durante los diferentes regímenes de contracciones (isométrico, concéntrico, excéntrico y CEA) (15,30), con contracciones imaginadas (55,88) y tras el entrenamiento de diferentes tareas. De acuerdo con el metaanálisis realizado por Manca *et al.* (15), los incrementos de la fuerza en el miembro no entrenado varían según se trate del miembro superior o del inferior, con valores del 9,4 %, y el 16,4 %, respectivamente. Los incrementos de fuerza en el miembro no entrenado también dependen del tipo de contracción utilizado en el entrenamiento (15): 8,2 % con el entrenamiento isométrico, un 11,3 % con el concéntrico, 17,7 % con el excéntrico y un 15,9 % cuando se utiliza el CEA.

El efecto del CE se produce en personas sanas sin inmovilización (36,95) o con inmovilización (5,18,53), lo que ayuda a contrarrestar o evitar las desadaptaciones provocadas por la ausencia o reducción del movimiento. También se manifiesta en personas con lesiones o enfermedades, fracturas (8) o ictus (123,124,126), en las que resulta de suma utilidad para facilitar sus procesos de recuperación.

II.2. La configuración de la serie

El entrenamiento de fuerza consiste en someter a la musculatura responsables del movimiento y estabilización corporal a cargas que generan una tensión determinada, produciendo estímulos que provocan respuestas adaptativas tanto a nivel estructural (muscular, tendinoso, ligamentoso, conectivo...) como a nivel neural (frecuencia de descarga, coordinación inter e intramuscular, excitación cortical...)(3). Los estímulos deben ser planificados en función de los objetivos específicos para cada sujeto y situación, ya sea de rendimiento en función del deporte (i.e. un velocista deberá configurar los estímulos de una forma diferente a las de un maratoniano, dado que se buscan adaptaciones diferentes), como para rehabilitación o prevención (i.e. una persona afectada por un ictus tendrá una programación diferente a la de un sujeto que ha sufrido una fractura).

Para el diseño de los programas de entrenamiento hay que tener en cuenta factores como la elección de los ejercicios, la carga de entrenamiento, el número de series y repeticiones, el orden de los ejercicios, la frecuencia de entrenamientos, y los períodos de recuperación, con el objetivo de optimizar los resultados (20). En este sentido, las respuestas agudas y crónicas pueden ser moduladas incidiendo sobre aspectos como el volumen, entendido como total de series y repeticiones, la velocidad de contracción, el ratio entre el trabajo y la pausa y el tiempo bajo tensión al que se somete la musculatura (19). La forma en que cada contracción muscular se desarrolla está condicionada por la fatiga acumulada durante repeticiones previas (127–129), resultando en una pérdida de rendimiento mecánico con la acumulación de repeticiones continuadas (130,131), y la respuesta metabólica ante el ejercicio (132).

La selección de las cargas para el diseño de las sesiones de entrenamiento han sido prescritas de forma más habitual en base a un porcentaje del 1RM para cada ejercicio, o según el máximo número de repeticiones que un sujeto es capaz de realizar con una carga submáxima, como puede ser el 10RM, entendido como la carga con la que una persona es capaz de realizar 10 repeticiones, pero no 11 (19). El porcentaje del 1RM o la carga submáxima se seleccionan en base al tipo de manifestación de la fuerza sobre la que se desea incidir (28,133).

Estas formas de prescripción, además, permiten comprobar la evolución en los niveles de la fuerza y determinar los efectos de las intervenciones, en el sentido que un incremento en la magnitud del 1RM o un incremento de número de repeticiones con la carga submáxima previa, son indicativos de un incremento en los niveles de fuerza. La problemática que puede surgir por dos vías: 1) cuando se prescribe en base al porcentaje del 1RM, éste no aporta un precisión en cuanto al número de repeticiones que se realizan, dado que existe una variabilidad en función del ejercicio, siendo diferente el número de repeticiones para un mismo porcentaje entre, por ejemplo, press banca y squat, así como una entre sujetos (134–136); 2) los entrenamientos hasta el fallo muscular con una carga submáxima pueden conllevar problemas de lesión y sobreentrenamiento (137–139), así como un menor número de repeticiones completadas respecto a las prescritas, por incidencia de la fatiga muscular que impide mantener el rendimiento mecánico de la primera serie en las posteriores (20,137,140).

Otra posibilidad para el diseño de los programas prescritos es variar estructura de cada serie (127) en cuanto al número de repeticiones, carga de entrenamiento, tiempo de recuperación entre series, de cara a modificar el estímulo de entrenamiento (20). La estructura se puede manipular para conseguir diferentes configuraciones de la serie (CS), entendida como

el número de repeticiones realizadas con una carga en relación con el máximo de repeticiones posibles con esa carga. (19,20,132,141). Para categorizar cada una de las posibles configuraciones de la series vamos a emplear como referencia el carácter del esfuerzo (142) para marcar en términos relativos cuán próxima o alejada está la configuración de las series del fallo muscular. Para mejor comprensión, tomemos como referencia la carga con la que un sujeto es capaz de realizar 10 repeticiones y no 11 (10RM). Si con esta carga se realizan 2 repeticiones estaremos hablando de un carácter del esfuerzo del 20%. Si se realizan 6 sería un 60% del carácter del esfuerzo, si se realizan 8 sería el 80% y así sucesivamente. Se necesita una diferenciación entre configuración de la serie larga, también conocida como configuración de la serie tradicional (CST) para series con un carácter del esfuerzo superior al 50%, y para las configuraciones de la serie corta, conocidas como configuración de la serie clúster (CSC), las que usan un carácter del esfuerzo menor del 50%. Esta terminología está referenciada en numerosos estudios (143–145) que buscan comprobar la diferencia entre configuraciones desde diferentes perspectivas, y será la que se utilice de ahora en adelante. Tufano *et al.* (20) realizan una revisión en la que concretan la terminología de los períodos de descanso y los tipos de configuración de la serie para ser precisos a la hora de comprender cada tipo de estructura. En referencia a los períodos de descanso y su localización, y manteniendo la terminología original de la publicación, realizan la siguiente diferenciación (20): a) *Interset rest* (ISR), que se emplea para describir la recuperación entre series de varias repeticiones, como podría ser en un entrenamiento de fuerza máxima en el que se realizasen 2 series de 4 repeticiones con 120 segundos de recuperación entre cada serie. b) *intra-set rest* (ITSR) (recuperación intraserie), que se refiere a la recuperación introducida entre grupos de repeticiones en la CSC. Como podría ser el ejemplo de 2 series de 4 repeticiones, añadiendo un período de descanso cada 2 repeticiones (IRST) de 15 segundos, con una recuperación cada 4 repeticiones de 120 segundos (ISR). c) *Interrepetition rest* (IRR) en la que los períodos de recuperación se introducen entre cada repetición realizada. En el ejemplo de las 2 series de 4 repeticiones sería introducir un período de por ejemplo 15 segundos de recuperación entre cada serie (IRR) y 120 segundos cada serie de 4 repeticiones (ISR).

En cuanto a la terminología empleada para las estructuras de cada serie, también realizan una clasificación que ayuda a identificar cada configuración de la serie (20): a) *basic cluster sets* (BCS), donde se añaden períodos de recuperación entre series (*interset rest*) al período de descanso total. b) *Interset rest redistribution* (IRD), donde el descanso total del entrenamiento se redistribuye entre cada serie, añadiendo la frecuencia de la recuperación, pero sin aumentar el tiempo total de descanso. c) *Equal work-to-rest ratio* (EW:R), donde la

relación trabajo-pausa es la misma para CST y CSC, realizando el mismo número de repeticiones con la misma carga y distribuyendo el tiempo total de descanso de la CST entre las series de la CSC. d) *Rest-pause method* (RP), donde se distribuyen períodos cortos de recuperación entre cada repetición individual. En el siguiente epígrafe se realiza una revisión de los efectos de las diferentes configuraciones de la serie.

II.2.1. Entrenamiento con configuración tradicional vs entrenamiento con configuración clúster

Aparte de la carga seleccionada, la forma en que se ejecuta cada repetición puede afectar a las diferentes adaptaciones debido a que se modifica el estímulo (20). En este sentido, Hatfiel *et al.* (146) compararon dos protocolos en los que un grupo realizaba un entrenamiento a una velocidad pautada con una ejecución muy lenta (10 s la fase concéntrica y 10 s la fase excéntrica), y el otro realizaba el ejercicio a una velocidad autoseleccionada y autorregulada hasta el fallo muscular con el 60 y el 80% del 1RM en los ejercicios de press de hombros y sentadilla. El grupo de ejecución lenta realizó un menor número total de repeticiones en ambos ejercicios e intensidades, y tanto la velocidad como el pico de potencia fueron superiores en los sujetos que autorregulaban la velocidad, concluyendo que las velocidades lentas puede que no sean el estímulo más adecuado para generar los niveles necesarios de fuerza, potencia o volumen de cara a optimizar el rendimiento deportivo (146). Así mismo, Padulo *et al.* (147) hicieron un estudio en el que dos grupos entrenaban durante tres semanas el ejercicio de press banca. Un grupo a la máxima velocidad posible y el otro a una velocidad autoseleccionada. Los resultados en este caso fueron también a favor del grupo que ejecutaba cada repetición a una velocidad mayor, en este caso la máxima posible, obteniendo incrementos de la fuerza máxima del 10,2% y de la velocidad de un 2,22% respecto al pretest, frente al otro grupo que no obtuvo mejoras. González-Badillo *et al.* en 2014 (148) también obtuvieron incrementos mayores, en los niveles de fuerza y velocidad generada, para los sujetos que entrenaban a una velocidad máxima, comparado con los sujetos que entrenaban a la mitad de la velocidad máxima. Se puede concluir que entrenar a velocidades más elevadas puede suponer un mejor estímulo que los clásicos entrenamiento que buscaban de forma intencionada un incremento del tiempo bajo tensión, siempre dependiendo del objetivo que se tenga a la hora de la planificación de los entrenamientos. El problema que existe para poder desarrollar este tipo de contracciones empleando una CST, es la aparición de la fatiga acumulada a medida que se van realizando más repeticiones sin recuperación (26,143,149–151). En este sentido, se sabe que una de las causas de la fatiga muscular que se produce con la acumulación de repeticiones es la reducción de los

niveles de fosfocreatina (PCr) y la dificultad de resíntesis de adenosín trifosfato (ATP) en la musculatura activa (152,153), y el objetivo de la recuperación entre las series con CST es tratar de recuperar, entre otros aspectos, esos sustratos consumidos durante las contracciones musculares. Entonces, si se orienta el diseño del entrenamiento hacia una CSC, se pueden reducir los niveles de acumulación de la fatiga (141) dado que al incorporar períodos de recuperación más frecuentes pueden contribuir a mantener los niveles de PCr (131,154) y favorecer la remoción de metabolitos en comparación con la CST (23,155,156). En este sentido, a pesar de que se producen incrementos de fuerza significativos con la CST y la CSC (19), existen diferencias en ciertas adaptaciones que, en función del objetivo, indican que la CSC puede ser un mejor estímulo de cara minimizar la pérdida de rendimiento mecánico (potencia, velocidad y fuerza), generando mayores niveles de velocidad y de producción de potencia comparado con las CST (144,157–160), pudiendo generar adaptaciones diferentes (28,161).

II.2.1.1. **Respuestas agudas en función de la configuración de la serie**

II.2.1.1.1. **Rendimiento mecánico**

Cuando hablamos de rendimiento mecánico hacemos referencia a diferentes variables relacionadas con la fuerza: potencia, velocidad y fuerza producida. Diferentes estímulos tendrán respuestas presumiblemente diferentes en función del estrés al que la musculatura se somete (25,130). La búsqueda de un rendimiento mecánico óptimo puede que sea clave a la hora de generar las adaptaciones buscadas por los programas de entrenamiento, al conseguir mantener el estímulo deseado pudiendo generar y mantener la velocidad de desplazamiento de la carga, que ayuda a obtener mejores resultados frente a desplazamientos a velocidades más bajas (146,147,162). En referencia la fuerza, se sabe que se mantiene relativamente constante en ambos tipos de configuración de la serie (CSC y CST) (23,161,163), en cambio, al ser la potencia mecánica es el resultado del producto entre fuerza y velocidad, la modificación en la velocidad afectará a los niveles de producción de la potencia (164,165). Por consiguiente, cabe suponer que la CSC mantendrá la producción de potencia debido a que se reduce la pérdida de velocidad (127,151), resultando en un mantenimiento del rendimiento mecánico (28) a expensas de la velocidad, frente a las configuraciones TT, en las que a partir de la segunda o tercera repetición, se comienza a observar una reducción del rendimiento mecánico a lo largo de la serie (144,151,161). Existen diversos estudios que han comparado la CST con la CSC de cara a ver el efecto sobre la velocidad y la potencia (145,151,155,159,166,167). Por ejemplo, Oliver *et al.*, en 2016 (145), compararon el efecto sobre la velocidad en el ejercicio de back squat. Para ello

compararon dos tipos de configuración, una CST consistente en 4 series de 10 repeticiones con 120 segundos de recuperación entre series, y una CSC realizando 4 series de 5 x 2 clústers con 30 segundos entre clusters y 90 entre series. Comprobaron que la CSC obtenía una mayor de producción de velocidad durante las últimas repeticiones de cada serie en comparación con la CST, y que la CST resultaba en un mayor tiempo bajo tensión. Asimismo, Torrejón *et al.* (168) compararon tres tipos de configuración de la serie. Uno de los grupos experimentales entrenó con una CST y los otros con dos CSC diferentes: a) el primero de los grupos realizó una CCS estructurada en 6 series de 4 repeticiones con 15 segundos de recuperación cada 2 repeticiones y 2 minutos 45 segundos entre cada serie). b) El segundo grupo con CSC llevó a cabo la intervención con una configuración RP y completó 24 repeticiones con 39 segundos de recuperación entre cada repetición c) el grupo de intervención con CST realizó un entrenamiento consistente en 6 series de 4 repeticiones. Los tres grupos completaron la intervención con una carga progresiva a lo largo de las semanas que fue del 70 al 85% del 1RM. Observaron que la media de velocidad de la serie no difería entre protocolos, pero si había diferencia en las últimas repeticiones, siendo más alta la velocidad en la CSC con RP. Este estudio (168) observó también que la pérdida de velocidad era igual para hombres que para mujeres, y concluyen que intervalos de descanso más largos pueden hacer que la pérdida de velocidad sea menor en los protocolos con configuración de la serie corta. En esta línea, Iglesias-Soler *et al.* (151) compararon los efectos mecánicos y metabólicos agudos de dos sesiones diferentes equiparando el ratio trabajo-pausa, pero con diferente configuración de la series. La CST consistió en 3 series al fallo muscular con el 4RM con 3 minutos de recuperación entre series, y la CSC, con configuración RP, en completar el número total de repeticiones realizadas en la sesión al fallo muscular, con el tiempo total de recuperación distribuido entre cada repetición. El grupo con CSC obtuvo una media de velocidad un 18,94% más alta que el grupo con CST durante la sesión, así como una menor concentración de lactato, indicando menores niveles de pérdida de rendimiento mecánico. Resultados similares a los de Rial-Vázquez *et al.* (167), que observaron niveles mayores de pérdida velocidad para CST frente a CSC, que resultó en un mayor mantenimiento de esta variable durante las series desarrolladas, mostrando diferencias estadísticamente significativas en los niveles de CLa, que fueron superiores para la CST. Asimismo, al igual que se muestra en estas investigaciones, las CSC muestran una mayor producción de velocidad en comparación con CST (141,167,169,170), que además muestra beneficios en la técnica de ejecución de los ejercicios (171). Estas diferencias en el comportamiento de la velocidad, conllevan también diferencia en los niveles de producción de potencia (158,164), observándose un mantenimiento de los W producidos durante las ejecuciones (23,155,169,170). Con el

objetivo de comparar los niveles de producción de potencia con diferentes CSC frente a CST, Lawton *et al.* (144) desarrollaron un estudio en el que evalúan el 6RM, registrando con un encóder lineal cada repetición, y posteriormente los sujetos realizaron 3 sesiones con las siguientes configuraciones de la serie: a) 6 repeticiones con 20 segundos de recuperación entre cada repetición, b) 3 series de 2 repeticiones con 50 segundos de recuperación entre cada grupo de dos repeticiones y c) 2 series de 3 repeticiones con 100 segundos de recuperación entre cada grupo de 3 repeticiones. Se encontraron mayores niveles de producción de potencia, entre un 25 y un 49%, en las CSC frente a la CST del 6RM, sin diferencias significativas entre las CSC. Así mismo, Oliver *et al.* (156) investigaron a cerca de las respuestas agudas de las CSC en sujetos entrenados y no entrenados. Compararon un protocolo con CST de 4 series con 10 repeticiones y 2 minutos de descanso con una CSC de 4 series con dos clústers de 5 repeticiones cada una y 30 segundos de recuperación entre clusters, así como 120 segundos de recuperación entre cada serie. Obtuvieron mayores niveles en el promedio de producción de potencia, con un menor tiempo bajo tensión, similares a los resultados obtenidos en el rendimiento mecánico por Iglesias-Soler *et al.* (151), que compararon los una CST hasta el fallo muscular con una CSC del tipo EW:R. Se puede concluir que la CST produce una reducción en los niveles de velocidad (26,149,151) reduciendo la producción de potencia de forma significativa (145,169,172), así como una mayor actividad electromiográfica (173), frente a CSC (144,151,158,169,173), además, al reducirse la acumulación de fatiga, CT permite aumentar el volumen de trabajo durante el entrenamiento (135,143,151). Además, en el metaanálisis llevado a cabo por Latella *et al.* (28) se concluye que las CSC son una estrategia útil para atenuar la pérdida de velocidad, potencia y pico de fuerza durante el entrenamiento de fuerza.

II.2.1.1.2. Percepción del esfuerzo

La cuantificación de la percepción del esfuerzo (RPE por sus siglas en inglés) ha sido tradicionalmente empleada para la valoración y monitorización de la intensidad del ejercicio aeróbico en laboratorio (174). Esta escala muestra correlación la variables como la frecuencia cardíaca (FC), la actividad muscular registrada con EMG y con el consumo de oxígeno (174,175). En cuanto al entrenamiento de fuerza, el esfuerzo percibido se define como el nivel de esfuerzo, dolor, fatiga, cansancio o malestar producido durante la ejecución (176). Kraemer *et al.* (177), en la búsqueda de adaptación de la percepción del esfuerzo al entrenamiento de la fuerza con sobrecargas, demostró que el RPE correlaciona de forma significativa con los niveles de lactato ($r=0,84$) (178). En 1997, Suminski *et al.* (179) observaron un incremento en los niveles de concentración de lactato en sangre (CLa) con el incremento de la intensidad del ejercicio,

comparando tres series de 10 repeticiones al 50% al 70% del 1RM, usando la escala de Borg de 10 puntos. Por lo que se puede asociar un incremento en los valores de RPE con la fatiga producida por el entrenamiento de la fuerza (178). Además, en esta línea se comprobó que 5 repeticiones al 90% del 1RM resulta en una percepción del esfuerzo mayor que 1 serie de 15 repeticiones al 30% (180), así como que el RPE se incrementa con el incremento del % del 1RM empleado (181). Estos estudios demuestran que un mayor porcentaje del 1RM resulta en mayores incrementos del RPE, frente a un mayor número de repeticiones con un menor porcentaje (178). Es sabido que diferentes intensidades (máxima y submáxima) provocando diferentes respuestas metabólicas y neurales y consecuentemente, los determinantes de la percepción de esfuerzo en series máximas y submáximas son diferentes (182–185), por lo que los resultados previamente mostrados pueden ser una representación de los niveles de fatiga más que por el porcentaje del 1RM empleado. En este sentido, Robertson *et al.* en 2003 (176). Demostraron que para un porcentaje constante del 1RM, se establecía una relación lineal entre el número total de repeticiones realizadas y la CLA, mostrando que la acumulación de la fatiga inducida por el número de repeticiones realizadas era la responsable del incremento del RPE. En este sentido, el RPE puede ser empleado para la regulación de la intensidad del ejercicio submáximo (186). Se han encontrado descensos significativos en los niveles de producción de potencia acompañados de un incremento significativo en los valores de RPE, demostrando que una reducción en los niveles de rendimiento mecánico va acompañada de uno valores mayores de la RPE. Tal como se comentó en párrafos anteriores, existen diferencias en la acumulación de la fatiga entre los protocolos, y uno de los indicadores es la pérdida de velocidad (26). La CSC reduce los niveles de producción de la fatiga permitiendo un mantenimiento del rendimiento mecánico (157,164,166). Por lo tanto, cabe pensar que un menor tiempo bajo tensión y una acumulación de fatiga menor resultaría en una diferencia en la percepción del esfuerzo entre CSC y CST. Mayo *et al.* (187) llevaron a cabo un estudio en el que se comparaba tres tipos de configuración de la serie submáximas con el mismo ratio entre el trabajo y la recuperación (40 repeticiones con un total de 720 segundos de recuperación durante la sesión): 1) una configuración con descanso entre cada repetición, 2) grupos de 4 repeticiones y 3) series de 8 repeticiones. Se encontraron diferencias significativas entre el protocolo con recuperación entre cada repetición y los otros dos. Además, se encontró una correlación entre la velocidad y la percepción del esfuerzo, observando que la percepción del esfuerzo es un mecanismo similar a la velocidad como indicador de la pérdida de rendimiento mecánico. Así mismo, Hardee *et al.* (178) comprobaron el efecto de diferentes períodos de recuperación durante 3 series de 6 repeticiones con el 80% de 1RM en el ejercicio de power clean: uno de los grupos realizó la

intervención sin pausa entre repeticiones (P0); el segundo de los grupos e intervención realizó una recuperación de 20s entre cada repetición (P20). Finalmente, el tercer grupo experimental añadió una recuperación de 40s (40). Se utilizó la producción de potencia como indicador de la fatiga. P40 mostró diferencias significativas en cuanto a la reducción de la potencia durante la ejecución y unos niveles significativamente menores en el RPE en comparación con P0 y P20, por lo concluyen que el RPE no es indicativo de la intensidad en cuanto al % del 1RM, si no de los niveles de fatiga acumulada. Además, el RPE se vio incrementado con la acumulación de las series. Además de conocer que ocurre en ejercicios aislados, resulta interesante analizar cómo se comporta la RPE tras sesiones con varios ejercicios. Kraft *et al.* (182) llevaron a cabo una investigación para valorar la influencia del trabajo total por unidad de tiempo y el tiempo de registro del RPE de una sesión. Se llevó a cabo la sesión con los ejercicios de press de banca, jalón al pecho, press militar, remo vertical, extensión de tríceps y flexión de codo. Con la carga correspondiente con el 60% del 1RM para cada ejercicio con los siguientes protocolos: a) 3 series de 8 repeticiones con 90 segundos de recuperación, b) 3 series de 8 minutos con 3 minutos de recuperación y c) 2 series de 12 repeticiones con 3 minutos de recuperación. Buscaron comparar los valores de RPE tras 15 y tras 30 minutos después de la sesión, y no se encontraron diferencias entre ambos momentos de medición tras la sesión, por lo que la utilidad de un menor tiempo de espera tiene una aplicación práctica más eficiente de cara la optimización del tiempo para entrenadores y atletas. Por lo que se puede concluir que la percepción del esfuerzo tiene un comportamiento similar a la velocidad y la fatiga en respuesta a diferentes configuraciones de la serie submáximas (187).

II.2.1.1.3. Respuesta metabólica

La acumulación de la fatiga comienza cuando los depósitos de PCr dejan de estar disponibles, y la resíntesis de ATP no se activa (152,188) para regenerar esta fuente de obtención de la energía conocida como fosforilación oxidativa, y se activa la vía glucolítica anaeróbica, con la consiguiente acumulación de metabolitos (23,189). La diferencia en el tiempo bajo tensión y la acumulación de la fatiga, tal como se comenta en el apartado anterior, son diferencias básicas entre protocolos con CSC y CST. En este sentido, estudios que comparan los efectos del entrenamiento con niveles elevados de fatiga, con diseños que conllevan inferiores niveles de fatiga, muestran un incremento de la inflamación muscular durante la primera semana de entrenamiento altamente fatigante (190). Asimismo, Goto *et al.* (191) encuentran que un entrenamiento sin descanso entre series produce incrementos significativos en los niveles de lactato en sangre (en torno a $5.9 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$ para el grupo con CST, frente a los $3.9 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$ de la

CSC), hormona del crecimiento, epinefrina y norepinefrina (25), resultados que van en la línea del estudio de Sánchez-Medina (26), coincidiendo el comportamiento para el lactato en función de la configuración de la serie con los resultados obtenidos por Oliver *et al.* (156). Resultados similares fueron encontrados por Girman (155) tras dos tipos diferentes de sesión con configuraciones de la serie diferentes, CST y CSC, que los valores de lactato en sangre para la CSC fueron significativamente menores ($7.69 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$) en comparación con la CST ($12.78 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$). Los niveles de IGF-1 observados durante entrenamientos hasta el fallo muscular muestran una reducción, acompañada de un incremento en los niveles de IGFBP-3, frente al entrenamiento sin alcanzar el fallo muscular (130). En la misma línea, Rial-Vázquez *et al.* (167) encontraron diferencias significativas en el pico de CLa entre el grupo con CST (8mmol/L) y el grupo con CSC (4mmol/L) medidos al finalizar la última repetición de las sesiones 1, 5 y 10 en un entrenamiento de 5 semanas de duración con una frecuencia de 2 sesiones semanales con los ejercicios de press de banca y squat paralelo. Por consiguiente, la CSC con descansos más frecuentes, por un lado reducirá la depleción de los depósitos de PCr y, por otro, favorecerá la regeneración de los mismos con una menor CLa (131), observándose una menor demanda de la vía de la glucólisis anaeróbica en las CSC (23,156,157,167,191) frente las CST, con los previamente mencionados efectos sobre el rendimiento mecánico (161,166).

II.2.1.2. **Adaptaciones crónicas**

Vistas las respuestas agudas del ejercicio de fuerza comparando CSC con CST, a continuación se analizan los efectos crónicos del entrenamiento en función de la configuración de la serie seleccionada para la planificación de las intervenciones sobre las variables de fuerza máxima, potencia e hipertrofia muscular.

II.2.1.2.1. **Fuerza máxima**

En los efectos crónicos sobre los niveles de fuerza máxima comparando las diferentes configuraciones de la serie, se reportan efectos significativos tanto en la CSC como en la CST (19,20,158,163,167). No obstante, existen ciertas diferencias entre los efectos causados por los diferentes protocolos. Por ejemplo, hay estudios que arrojan efectos significativamente superiores para CST (158,163,192–194). Hansen *et al.* compararon una CST con CSC. Tras 8 semanas de intervención comprobaron que ambos grupos incrementaban los niveles de fuerza máxima, pero la CST incrementó en un 18,3 % frente a la CSC que obtuvo un incremento del 14,6%, con diferencias estadísticamente significativas a favor de CST. Resultados similares fueron encontrados tras 6 semanas de entrenamiento, donde la CST ganó un 9,7% de fuerza

máxima y CSC un 4,9%, ambos respecto al pretest, con diferencias significativas entre grupos (158). Por el contrario, otros estudios no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre CST y CSC (19,130,167,190,191). Iglesias-Soler *et al.* encuentra que ambos protocolos producen incrementos de fuerza similares (19) sin diferencias significativas entre los grupos de entrenamiento tras comparar una CST de 4 series de 8 repeticiones con la carga del 10RM y 180 segundos de recuperación entre series, con una configuración CDER de 32 repeticiones con 17,4 segundos de recuperación entre cada repetición. Asimismo, Goto *et al.* (25) reportan incrementos significativos también en ambos grupos en comparación con el pretest sin diferencias significativas entre grupos de intervención. Además, Folland *et al.* (190) concluyen que la fatiga no es necesaria para obtener incrementos en los niveles de fuerza. En este estudio compararon un entrenamiento altamente fatigante con CST (4 series de 10 repeticiones con 30 segundos de recuperación entre series) con gran acumulación de metabolitos, y otro con una CSC (40 repeticiones con 30 segundos de recuperación entre cada repetición, obteniendo resultados muy similares en los incrementos en los niveles de fuerza para ambos protocolos. En esta línea, Rial-Vázquez *et al.* (167) observaron incrementos similares en los niveles de fuerza con diferencias estadísticamente significativas en los niveles de CLa, que fueron superiores en CST frente a la CSC. Esto muestra que las ganancias son significativas con ambos protocolos, pero en ocasiones, dependiendo de las características de los descansos e las magnitudes de carga empleados, estas ganancias pueden ser mayores en el grupo con CST que con CSC (163). Por el contrario, Oliver *et al.* registraron un incremento mayor para CSC frente a la CST (160). Tras 12 semanas de entrenamiento se encontraron incrementos significativamente mayores para CSC en los ejercicios de press banca y sentadilla en los niveles de fuerza máxima.

II.2.1.2.2. **Potencia**

Tufano *et al.* (20) afirman que cuando se equiparan la intensidad, el volumen y el tiempo de recuperación total entre protocolos, los incrementos en los niveles de potencia generada son similares. Como comentamos en líneas anteriores, poder ejecutar cada repetición con la carga que genere el mejor estímulo de cara a alcanzar el objetivo del entrenamiento es imprescindible para optimizar los resultados. En este sentido, la CSC ofrece la ventaja de poder mantener el rendimiento mecánico contante y entrenar un mayor volumen con la carga de máxima potencia (130,160). Esto está plasmado en diferentes estudios que buscan ver los efectos crónicos sobre este aspecto del rendimiento mecánico (19,158,163), dado que optimizar la producción de una mayor potencia a lo largo de las sesiones de entrenamiento puede generar beneficios específicos en función del deporte practicado. Por ejemplo, Lawton *et al.* (158) compararon dos

tipos de entrenamiento con la carga del 6RM. Uno de los grupos experimentales realizó 4 series de 6 repeticiones. El segundo de los grupos realizó la intervención completando en cada sesión 8 series de 3 repeticiones con la misma carga. Tras 6 semanas de entrenamiento equiparando el volumen entre protocolos, ambos grupos incrementaron los niveles de potencia producida para las cargas de 20, 30 y 40 kg en comparación con el pretest entre un 5,8% y un 10,9% sin diferencias significativas entre protocolos. Resultados similares fueron encontrados tras equiparar el ratio trabajo-pausa entre una CSC y una CST. Tras comparar los efectos de 4 series de 8 repeticiones con el 10 RM y 180 segundos de recuperación entre series con 32 repeticiones con un descanso de 17,4 segundos entre cada repetición, se obtuvieron incrementos similares en la potencia media propulsiva sin diferencias significativas entre grupos tras una intervención de 5 semanas (19). Por el contrario, Hansen *et al.* encontraron incrementos en los niveles de producción de potencia significativamente mayores para la CSC frente a la CST (163) en el miembro inferior. En contraste con los estudios anteriores, se encontraron efectos significativamente mayores para la CST frente a CSC (195). En este caso, se compararon un entrenamiento hasta el fallo muscular (4x6) con un entrenamiento con el mismo volumen con CSC (8x3). CST incrementó la producción de potencia en un 40,8% frente a la CSC que obtuvo un 25% de incremento en comparación con el pretest, mostrando diferencias estadísticamente significativas entre grupos.

II.2.1.2.3. Hipertrofia

Es escasa la bibliografía que compara las adaptaciones estructurales en función de la configuración de la serie. Oliver *et al.* (160) llevaron a cabo un estudio de 12 semanas donde diseñaron dos configuraciones de la serie orientadas a la hipertrofia muscular. Por un lado, una CST donde se realizaron 4 series de 10 repeticiones con 120 segundos de recuperación. Por el otro, una CSC de 8 series de 5 repeticiones con 60 segundos entre cada serie. Tras la intervención ambos protocolos resultaron en incrementos similares en la masa magra sin diferencias estadísticamente significativas entre ambos. Por otro lado, en un estudio desarrollado por Goto *et al.* (191) observaron un comportamiento diferente. Un grupo entrenó realizando 3-5 series de 10 repeticiones con el 10RM y 1 minuto de recuperación entre series, mientras que el otro grupo realizó el mismo volumen, pero añadiendo 30 segundos de recuperación en la mitad de cada serie (cada 5 repeticiones). Tras los análisis pertinentes, observaron que el grupo con CST obtuvo incrementos significativamente superiores en cuanto a los niveles de CLA, hormona del crecimiento, epinefrina, norepinefrina frente al grupo con CSC. Esto tuvo presumiblemente como consecuencia un incremento significativo en la sección transversal a favor del grupo CST ($P < 0.01$), mientras que el grupo control y la CSC no mostraron variaciones estructurales. La

diferencia entre los estudios puede residir en la diferencia en el tiempo de recuperación, que en el estudio de Goto (191) es menor y puede favorecer ciertos procesos anabólicos. Se necesitan más estudios que comparen los efectos morfológicos en función de la configuración de la serie empujada.

II.3. Resumen de la revisión bibliográfica y justificación de los estudios

El fenómeno de CE consiste en la transferencia de fuerza hacia el miembro no entrenado tras la realización de un entrenamiento unilateral (12,38). Actualmente, todavía no se conocen exactamente las adaptaciones que tienen lugar para que se produzca esta ganancia en el miembro no entrenado. Debido a la ausencia de modificaciones estructurales (9,10) y de la sección transversal (5,117) de la musculatura, los estudios realizados apuntan hacia mecanismos neurales (47). La bibliografía reporta unas intensidades de trabajo mínimas para que este fenómeno tenga lugar, en torno al 60% de la fuerza máxima, y una duración de los programas de en torno a 4 semanas (11), para los diferentes regímenes de contracción, en los que se observan diferentes magnitudes de incremento (15). Parece ser que la fatiga está íntimamente relacionada con este fenómeno (38,47), pero hasta la fecha ningún estudio ha comparado el efecto de la configuración de la serie en la magnitud de la transferencia. Se conocen los efectos agudos de la CSC: mantenimiento de la potencia y la velocidad (151,164,166) y reducción de la fatiga y de la producción metabólica láctica (23,151,196). Los efectos crónicos de ambos tipos de series son menos conocidos. Ambas configuraciones se asocian con ganancias significativas de potencia (21,158,197) y fuerza máxima (19,145,158,163) en el miembro entrenado, con algunas diferencias en función de los estudios revisados. La menor acumulación de la fatiga a causa de producción de metabolitos en la CSC resulta en una menor actividad electromiográfica en comparación con CST (173), y puede que resulte en una menor activación bilateral de las estructuras hipotéticamente implicadas en el fenómeno de cross education, pero no existe hasta la fecha ningún estudio que compare los efectos de la configuración de la serie sobre la magnitud del fenómeno de CE.

Es por ello que los estudios que configuran la presente tesis doctoral tienen como objetivo principal comparar, tanto en el miembro superior como inferior, el efecto sobre el segmento no entrenado, de protocolos de entrenamiento unilateral igualados en cuanto al volumen, intensidad de carga y relación trabajo-pausa, pero diferenciados en cuanto a la configuración de la serie y, por lo tanto, en la intensidad del esfuerzo (es decir, el porcentaje del número de repeticiones máximas realizado).

III. Hipótesis y objetivos

III.1. De la tesis

III.1.1. Hipótesis

Un entrenamiento más fatigante con una configuración tradicional de la serie se asocia con un mayor efecto del *Cross Education*, en comparación con el entrenamiento con una configuración de la serie clúster.

III.1.2. Objetivo

Comparar los efectos sobre el *Cross Education* de una configuración de la serie tradicional *versus* una configuración de la serie clúster, tanto en el tren superior como en el tren inferior.

III.2. Del estudio 1. La configuración de la serie en el entrenamiento unilateral de la fuerza en el tren superior modula el fenómeno de *cross education*

III.2.1. Hipótesis general

Una configuración de la serie tradicional genera un mayor efecto de *cross education* sobre los flexores del codo no entrenados en comparación con una configuración de la serie clúster.

III.2.2. Objetivo general

Contrastar el efecto de dos programas de entrenamiento unilateral de 5 semanas, diferenciados respecto a la configuración de la serie, sobre la magnitud de *cross education* en los músculos flexores del codo.

III.2.3. Hipótesis específicas

Hipótesis específica 1: un entrenamiento unilateral de los flexores del codo del segmento dominante durante cinco semanas provoca un incremento mayor de la fuerza dinámica máxima en el miembro contralateral no entrenado cuando se emplea una configuración de la serie tradicional.

Hipótesis específica 2: un entrenamiento unilateral de los flexores del codo del segmento dominante durante cinco semanas genera un incremento mayor de la resistencia muscular en el miembro contralateral no entrenado cuando se emplea una configuración de la serie tradicional.

Hipótesis específica 3: un entrenamiento unilateral de los flexores del codo del segmento dominante durante cinco semanas produce un incremento mayor de la fuerza isométrica máxima en el miembro contralateral no entrenado cuando se emplea una configuración de la serie tradicional.

Hipótesis específica 4: un entrenamiento unilateral de los flexores del codo del segmento dominante durante cinco semanas no provoca modificaciones en la sección transversal del bíceps braquial contralateral no entrenado, con independencia del modelo de configuración de la serie empleada.

III.2.4. **Objetivos específicos**

Objetivo específico 1: contrastar el efecto de dos programas de 5 semanas de entrenamiento unilateral de los flexores del codo del segmento dominante, diferenciados respecto a la configuración de la serie, sobre la variación en la fuerza dinámica máxima en el segmento contralateral no entrenado.

Objetivo específico 2: comparar el efecto de dos programas de 5 semanas de entrenamiento unilateral de los flexores del codo del segmento dominante, diferenciados respecto a la configuración de la serie, sobre la resistencia muscular del segmento contralateral no entrenado.

Objetivo específico 3: valorar el efecto de dos programas de 5 semanas de entrenamiento unilateral de los flexores del codo del segmento dominante, diferenciados respecto a la configuración de la serie, sobre la fuerza isométrica máxima del miembro contralateral no entrenado.

Objetivo específico 4: analizar el efecto de dos programas de 5 semanas de entrenamiento unilateral de los flexores del codo del segmento dominante, diferenciados respecto a la configuración de la serie, sobre la sección transversal del bíceps braquial del miembro contralateral no entrenado.

III.3. Estudio 2. La configuración de la serie en el entrenamiento unilateral de la fuerza en el tren inferior modula el fenómeno de *cross education*

III.3.1. Hipótesis general

Una configuración de la serie tradicional genera un mayor efecto de *cross education* sobre los extensores de la rodilla no entrenados en comparación con una configuración de la serie clúster.

III.3.2. Objetivo general

Contrastar el efecto de dos programas de entrenamiento unilateral de 5 semanas, diferenciados respecto a la configuración de la serie, sobre la magnitud de *cross education* en los músculos extensores de la rodilla.

III.3.3. Hipótesis específicas

Hipótesis específica 1: un entrenamiento unilateral de los extensores de la rodilla del segmento dominante durante 5 semanas provoca un mayor incremento de la fuerza dinámica máxima en el miembro contralateral no entrenado cuando se emplea una configuración de la serie tradicional

Hipótesis específica 2: un entrenamiento unilateral de los extensores de la rodilla del segmento dominante durante 5 semanas produce un mayor incremento de la resistencia muscular en el miembro contralateral no entrenado cuando se emplea una configuración de la serie tradicional.

Hipótesis específica 3: un entrenamiento unilateral de los extensores de la rodilla del segmento dominante durante 5 semanas genera un mayor incremento de la fuerza isométrica máxima en el miembro contralateral no entrenado cuando se emplea una configuración de la serie tradicional.

Hipótesis específica 4: un entrenamiento unilateral de los extensores de la rodilla del segmento dominante durante 5 semanas no provoca modificaciones en la sección transversal del vasto lateral contralateral no entrenado, con independencia del modelo de configuración de la serie empleada.

III.3.4. **Objetivos específicos**

Objetivo específico 1: contrastar el efecto de dos programas de 5 semanas de entrenamiento unilateral de los extensores de rodilla del segmento dominante, diferenciados respecto a la configuración de la serie, sobre la variación en la fuerza dinámica máxima en el miembro contralateral no entrenado.

Objetivo específico 2: evaluar el efecto el efecto de dos programas de 5 semanas de entrenamiento unilateral de los extensores de rodilla del segmento dominante, diferenciados respecto a la configuración de la serie, sobre la variación de la resistencia muscular en el miembro contralateral no entrenado.

Objetivo específico 3: analizar el impacto el efecto de dos programas de 5 semanas de entrenamiento unilateral de los extensores de rodilla del segmento dominante, diferenciados respecto a la configuración de la serie, sobre la fuerza isométrica máxima en el contralateral no entrenado.

Objetivo específico 4: cuantificar el efecto de dos programas de 5 semanas de entrenamiento unilateral de los extensores de rodilla del segmento dominante, diferenciados respecto a la configuración de la serie, sobre la sección transversa y el ángulo de peneación del vasto lateral contralateral no entrenado.

**IV. Estudio 1: La configuración de la serie en el
entrenamiento unilateral de la fuerza en el tren
superior modula el fenómeno de *cross education***

IV.1. Material y métodos

IV.1.1. Diseño experimental

Para tratar de comprobar las hipótesis previamente descritas se diseñó un estudio aleatorizado con grupo control. El estudio consistió en un total de 23 sesiones para ambos grupos experimentales y 13 para el grupo control. Las sesiones de los grupos experimentales se distribuyeron de la siguiente forma:

- Tres de sesiones de familiarización: dos con el ejercicio de *curl* de bíceps en la máquina utilizada para la intervención y una en el dispositivo adaptado para la valoración de fuerza isométrica. El objetivo de estas sesiones fue aprender el ejercicio en cuestión, estandarizar las posiciones de los dispositivos de medición y de los sujetos, aproximar la carga del 10RM y experimentar el fallo muscular.
- Diez sesiones para realizar las evaluaciones, 5 previas y 5 posteriores a la intervención:
 - estudio ecográfico, para medir la sección transversal de los músculos bíceps braquiales derecho e izquierdo;
 - antropometría, para registrar la masa corporal y la estatura;
 - determinación de 1RM;
 - determinación de 10RM;
 - test isométrico para la determinación de la máxima contracción voluntaria (MVC, *maximal voluntary contraction*) y del RFD (*rate force development*).
- Diez sesiones de entrenamiento unilateral realizadas por los grupos de intervención
- En el grupo control solo se hicieron las sesiones de familiarización y de evaluación.

Una vez obtenido el 1RM de todos los sujetos, las cargas se ordenaron de mayor a menor para realizar una asignación de grupos mediante un método aleatorizado por bloques. Los grupos de intervención realizaron 10 sesiones de entrenamiento unilateral con el miembro dominante porque, de acuerdo con el estudio publicado por Farthing (35), se produce una mayor transferencia del miembro dominante al no dominante. El entrenamiento consistió en completar un total de 30 repeticiones con un descanso total de 540 segundos, pero empleando dos configuraciones diferentes. Uno de los grupos (TT, *traditional training*), realizó una CST completando en cada sesión 5 series de 6 repeticiones con la carga del 10RM; el otro (CT, *cluster training*), una CSC consistente en 30 series de 1 repetición con 18,5 segundos de recuperación entre cada una. Por último, el grupo control (CON) no realizó ningún tipo de intervención durante las 5 semanas.

. En la figura 2 aparece una representación esquemática de la distribución de los test y las sesiones (figura 2A) y las configuraciones de la serie (figura 2B).

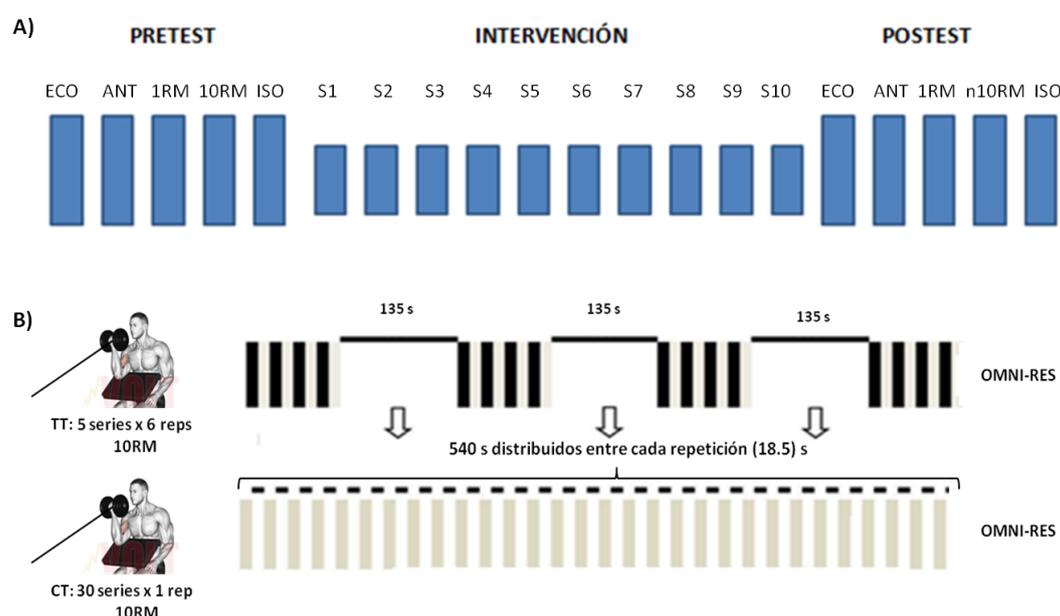


Figura 2. Representación esquemática del diseño experimental para tren superior.

A) Planificación de sesiones; B) configuraciones de la serie; ECO: ecografía (sección transversal); ANT: antropometría (talla, peso e IMC); 1RM: una repetición máxima; 10RM: 10 repeticiones máximas; ISO: Isometría; S: sesión; n10RM: repeticiones máximas con el peso del 10RM obtenido en el pretest; TT grupo con configuración de la serie tradicional; CT: grupo con configuración de la serie cluster; reps: repeticiones; s: segundos.

IV.1.2. Muestra

La muestra inicial estuvo compuesta por 36 estudiantes de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (8 mujeres y 28 hombres) de la Universidad de A Coruña, físicamente activos y sin contraindicaciones para realizar ejercicio con cargas. A todos ellos se les pidió que no alterasen sus hábitos nutricionales ni de actividad diaria, incluyendo el entrenamiento. Sin embargo, se les instruyó para que no realizaran actividad física intensa en las 48 horas previas a los test o las sesiones de intervención. El estudio fue aprobado por un Comité de Ética de la Universidad de A Coruña (CE 19/2015, ver anexo I) y se realizó conforme a la Declaración de Helsinki sobre la experimentación con seres humanos. La participación en la investigación fue completamente voluntaria. Los participantes debieron expresar su consentimiento informado (anexo II) y se les indicó que podrían abandonar el estudio cuando lo considerasen oportuno. De los 36 sujetos iniciales, uno tuvo que abandonar a causa de una lesión ajena al desarrollo del estudio. De los 35 restantes, cuatro no pudieron realizar las valoraciones de fuerza isométrica máxima debido a incompatibilidad de horarios con sus obligaciones académicas, por lo que fueron excluidos del análisis de esta variable. Los datos descriptivos de la muestra se presentan resumidos en la tabla 1.

Tabla 1. Descripción de la muestra.

Variable	TT	CT	CON
n	12	11	12
Sexo	3 ♀	3 ♀	5 ♀
	9 ♂	8 ♂	7 ♂
Edad (años)	24 ± 5	24 ± 2	23 ± 2
Masa corporal (kg)	71.1 ± 11.2	75 ± 11	72 ± 11
Estatura (cm)	173 ± 8	175 ± 9	173 ± 10
IMC (kg·m⁻²)	23.5 ± 2.6	24.3 ± 1.7	24 ± 2.8
Preferencia lateral	3 zurdos	0 zurdos	1 zurdo
	9 diestros	11 diestros	11 diestros

TT: Grupo de entrenamiento con configuración de la serie tradicional; CT: grupo de entrenamiento con configuración de la serie clúster; CON: grupo control; IMC: índice de masa corporal. Los datos están expresados como la media ± desviación típica (SD).

IV.1.3. Procedimientos

IV.1.3.1. Descripción del ejercicio

El ejercicio fue realizado en una polea móvil con capacidad de adaptación de la carga en 0,5 kg, con la ayuda de un banco predicador. El banco, que fue colocado sobre una cuadrícula marcada al detalle para estandarizar la posición de cada sujeto, mantenía a los participantes un ángulo en el hombro de 45° de flexión anterior horizontal (0° se corresponde con la vertical). Se buscaba que el cable que soportaba la empuñadura y el brazo de cada participante formase un ángulo de 180° entre sí. El ROM para que la ejecución se considerase correcta era de 135°. La figura 3 muestra las posiciones de inicio y fin del movimiento. Durante todas las sesiones, los participantes recibieron la consigna de realizar la fase concéntrica tan rápido como les fuese posible, y realizar la fase excéntrica de forma controlada.

Con el objetivo de aislar al máximo los posibles efectos de los músculos estabilizadores y de estandarizar la posición, los sujetos fueron anclados al banco predicador empleando unas bandas almohadilladas ajustables, y se les instaba a colocar el brazo que no ejecutaba relajado en la espalda y a realizar cada repetición a la máxima velocidad, tras una pausa de un segundo para evitar el componente elástico de la fase excéntrica y propiciar que la activación en cada repetición fuese máxima durante todo el recorrido



Figura 3. Ejercicio de flexión de codo.

IV.1.3.2. **Familiarización**

Se llevaron a cabo dos sesiones de familiarización en el dispositivo que sería empleado durante las fases de evaluación e intervención. Los objetivos de realizar estas familiarizaciones eran: estandarizar la posición para cada sujeto en función de sus características morfológicas, experimentar el fallo muscular, aproximar la carga al 10RM para reducir los intentos en la fase de evaluación, conocer y aprender a usar la escala de esfuerzo percibido, experimentando el esfuerzo que se asocia a valor máximo de la escala (de 1 a 10) y familiarizarse con la ejecución del ejercicio.

Tras las sesiones de familiarización con el ejercicio dinámico y con 48 horas de descanso como mínimo, se realizó una familiarización con el dispositivo de evaluación de la fuerza isométrica máxima (figura 5) en la que los sujetos realizaban tres contracciones isométricas máximas, con un descanso de 3 minutos entre cada una de ellas. Los objetivos de esta valoración fueron estandarizar la posición de cara a las evaluaciones de MVC, experimentar la contracción isométrica máxima y conocer la ejecución del protocolo de evaluación.

IV.1.3.3. **Evaluaciones**

IV.1.3.3.1. **Antropometría**

Para la caracterización de la muestra se realizaron diferentes mediciones: a) peso corporal mediante una báscula Omron (Omron BF-508, Omron Healthcare Co., Kyoto, Japan), b) IMC ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$) y c) estatura mediante un estadiómetro (Seca 202, Seca Ltd., Hamburg, Germany).

Los posibles cambios estructurales en la sección transversal del bíceps braquial, definida como la distancia entre la aponeurosis superficial y la profunda, fueron evaluados a través ecografía empleando una sonda lineal con una frecuencia de 13-8 MHz, mediante un ecógrafo (LGE Logiq e BT12, GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA). Se tomaron tres imágenes tanto en el miembro dominante como en el no dominante antes y después del período de intervención, en las siguientes localizaciones del bíceps braquial: a) coincidiendo con la inserción proximal del músculo braquial, b) en el vientre muscular, coincidiendo con la mayor sección transversal, c) en la porción distal, donde las fibras finalizan en el tendón.

La sonda fue colocada paralela a las fibras, perpendicular con la piel y empleando la menor presión necesaria para obtener una imagen sin afectar a la sección transversal evitando comprimir los tejidos.

Para garantizar la exactitud de las mediciones, se siguieron los siguientes pasos: cuando la aponeurosis intramuscular que separa el bíceps braquial de músculo braquial fue identificada, en el plano mediosagital, la sonda se desplazó en dirección proximal, sin perder el plano, hasta que se localizó la inserción de la mencionada aponeurosis en la cortical del húmero. Después, la sonda fue colocada para conseguir la mayor nitidez de la aponeurosis intramuscular y para tener una visión longitudinal de las fibras. Desde esta posición, y asegurando una clara y completa visión de la longitud del tendón, se descendía medialmente hasta localizar la unión miotendinosa, donde la sonda fue alineada con el tendón y las fibras musculares se observaban en su total longitud. En la figura 4 se muestra una de las imágenes del estudio realizadas para la valoración de la sección transversal.

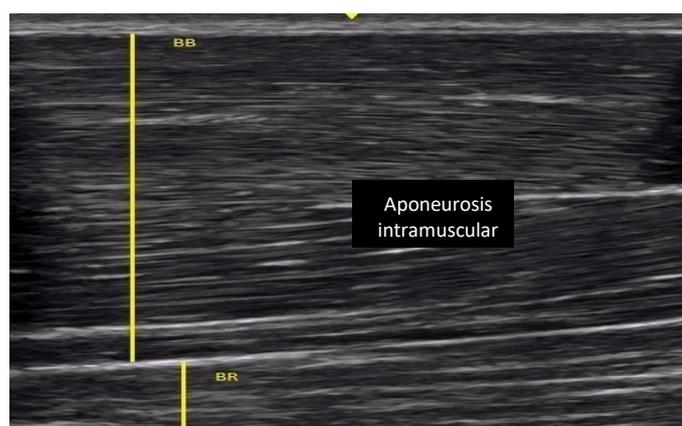


Figura 4. Imagen realizada con ecografía de los flexores del codo.

BB: bíceps braquial; BR: braquial. Las líneas amarillas indican la distancia entre las aponeurosis para la medición de la sección transversal.

IV.1.3.3.2. 1RM

Para la valoración de la fuerza máxima de flexión de codo se llevó a cabo un test de 1RM basado en la pérdida progresiva de velocidad con el incremento de las cargas. Tras un calentamiento general previamente descrito, se realizaban 3 repeticiones con la menor carga permitida por la polea (2,5 kg) a máxima velocidad, y el mayor registro de velocidad de las tres repeticiones era tomado como referencia para los incrementos de carga.

Se realizaban incrementos de 5 kg en cada serie hasta que la mejor de las tres repeticiones bajaba del 75% de la velocidad de referencia obtenida previamente. Se hacía un descanso de un minuto entre cada serie. Una vez que se superaba este umbral, se pasaba a realizar dos repeticiones con dos minutos de recuperación entre series incrementando la carga en 2 kg en cada serie, hasta que la mejor de las dos ejecuciones bajaba del 50% de la velocidad de referencia. Cuando la velocidad máxima no superaba ese 50%, se ejecutaba una repetición con tres minutos de descanso, con incrementos de la carga de 1 o 0,5 kg, hasta que se alcanzaba el 1RM, entendido como la carga que un sujeto es capaz de desplazar correctamente una vez (i.e., 135° de rango de movimiento), pero no dos. La metodología empleada para este test permite identificar la carga de máxima potencia para cada sujeto y segmento. Los valores de velocidad y potencia se obtuvieron a través del transductor lineal de velocidad (T-Force System; Ergotech, Murcia, España).

IV.1.3.3.3. 10 RM

Tras el calentamiento general, los sujetos realizaron una serie de 10 repeticiones con el 50% del peso registrado en el 1RM. Tras 3 minutos de recuperación, se colocó la carga que se estimó en función de la aproximación realizada en las sesiones de familiarización. El sujeto tenía que realizar 10 repeticiones y no ser capaz de ejecutar la decimoprimer. En caso de que el sujeto hiciese menos de 10 repeticiones, se reducía la carga y se volvía a intentar y si realizaba más de 10 repeticiones, la carga se incrementaba. Tras el incremento o disminución, se recuperaban 5 minutos y se hacía otro intento, hasta un máximo de 3, para que la fatiga no afectase a la valoración real del 10RM. En el posttest se realizó una serie con la carga obtenida en el pretest realizando tantas repeticiones como fuese posible (n10RM). Para valorar los cambios en los niveles de resistencia muscular se tuvieron en cuenta tanto en número de repeticiones realizadas como el trabajo mecánico (J) de la fase concéntrica registrado en el test a través del transductor lineal de velocidad (T-Force System; Ergotech, Murcia, España).

IV.1.3.3.4. Test isométrico

Se obtuvo la MVC de cada miembro para cada sujeto. Para el desarrollo de este test, se procedió a realizar tres ejecuciones con cada brazo, dejando un descanso entre cada una de ellas de 3 minutos. Cada participante tenía que ejecutar cada repetición siguiendo las consignas de realizar la contracción “lo más rápido y más fuerte” que pudiesen, y mantener esta durante cuatro segundos utilizando la metodología del estudio de Iglesias-Soler *et al.* (19). Para facilitar

esta tarea, se dio un feedback instantáneo visual a través de una pantalla en la que se mostraba el desarrollo de la fuerza, el punto de inicio y finalización de la contracción en tiempo real.

La extremidad se colocaba con una flexión de codo de 90°, y el brazo apoyado en una superficie horizontal, formando 90° con el eje longitudinal del tronco del sujeto, que se encontraba sentado y con los pies apoyados. En la figura 4 se aprecia la colocación de los sujetos.

De la repetición seleccionada con el mayor valor de MVC se procedió a realizar el análisis del ratio de desarrollo de la fuerza (RFD por sus siglas en inglés) en diferentes ventanas temporales (0-50 ms, 0-100 ms y 0-200 ms) tal como se describe en el apartado de análisis de datos.



Figura 5. Dispositivo y posición para la contracción isométrica máxima

IV.1.3.4. *Intervención*

La intervención comenzó una vez realizada la aleatorización de los grupos y realizados todos los test previos. Esta fase consistió en 10 sesiones realizadas por los grupos de intervención TT y CT, mientras que CON no realizó ningún tipo de entrenamiento. La frecuencia semanal fue de 2 sesiones separadas por lo menos 48 horas entre sí. Se pidió a los participantes que continuasen con los hábitos previos al inicio del estudio, y se insistió en la no realización de ejercicio las 24 horas previas a la asistencia al laboratorio. Cada sesión comenzó con un calentamiento consistente en 5 minutos de pedaleo en un cicloergómetro (Monark 828E; Monark Exercise AB, Vansbro, Sweden) con una cadencia de 80 rpm con una resistencia de 1.2

kgm y, transcurrido este tiempo, se realizaban 10 repeticiones en el ejercicio de flexión del codo con el 50% de la carga obtenida en el 1RM. Una vez finalizado el calentamiento, y tras 3 minutos de recuperación, se procedía con el protocolo asignado de forma aleatoria. El grupo TT realizó 5 series de 6 repeticiones con 135 segundos de recuperación entre cada serie con la carga del 10RM obtenida en el pretest. El grupo CT completó en cada sesión 30 series de 1 repetición con 18.5 segundos de recuperación entre cada una de ellas, también con a carga del 10RM. Una vez completada la última repetición de cada sesión (repetición 30), tanto CT como TT asignaron un valor a su percepción de esfuerzo a través de la escala OMNI-RES (198) continuamente visible durante la realización del ejercicio (figura 6). Todas las sesiones fueron monitorizadas con el transductor lineal de velocidad (T-Force System; Ergotech, Murcia, España) de cara a registrar el comportamiento del rendimiento mecánico.

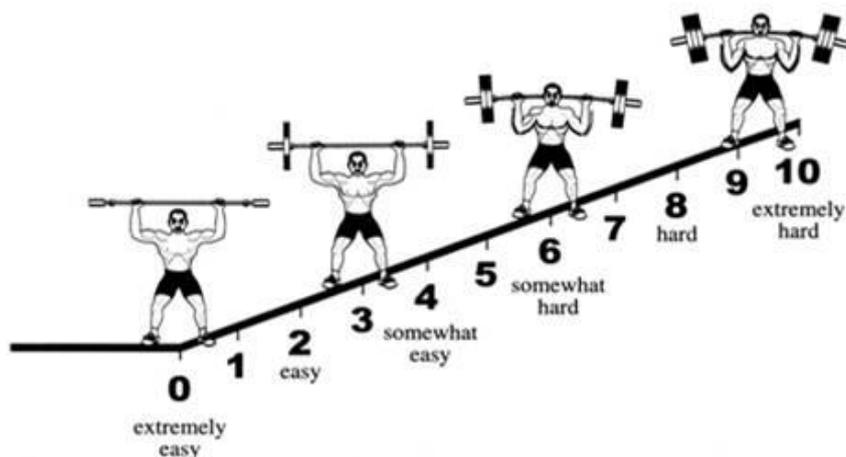


Figura 6. Escala OMNI-RES empleada durante el estudio (198).

IV.1.3.5. *Análisis de datos*

IV.1.3.5.1. **Sección transversal**

Se calculó realizando el promedio de tres mediciones (199) de la sección transversal a lo largo de la aponeurosis, coincidiendo con el vientre muscular, que fueron analizadas empleando un software libre de análisis de imagen (Kinovea 0.8.15, Kinovea.org, France). De este promedio se sacó el resultado para conocer si había algún cambio tras la intervención en alguno de los grupos. La figura 5 muestra un ejemplo de una de las medidas tomadas de la sección transversal.

IV.1.3.5.2. Registro del rendimiento mecánico

Se utilizó para la monitorización los parámetros de rendimiento mecánico, el previamente citado transductor lineal de velocidad (T-Force System; Ergotech, Murcia, España) con una frecuencia de muestreo de 1000Hz. El dispositivo se conectó a un ordenador a través de un conversor analógico-digital con una resolución de 14 bits mediante un software personalizado. Se tuvo en cuenta para el análisis de las variables dinámicas la fase propulsiva definida como el período de la fase concéntrica durante el cual aceleración de la carga (a) es superior a la aceleración de la gravedad (i.e. $a > -9.81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$) (26).

IV.1.3.5.3. Pérdida de velocidad

Se tuvo en cuenta la pérdida de velocidad en la sesión completa, teniendo en cuenta la repetición 1 y la 30 para el cálculo de esta variable. Se calculó tanto en términos absolutos (velocidad de la primera repetición de la sesión – velocidad de la última repetición de la sesión) como relativos: [(velocidad de la primera repetición de la sesión – velocidad de la última repetición de la sesión / velocidad de la primera repetición de la sesión) x 100]. Posteriormente se realizó el promedio de velocidad de todas las sesiones de intervención para cada sujeto para llevar a cabo el correspondiente análisis empleando la siguiente fórmula.

IV.1.3.5.4. Tiempo bajo tensión durante las sesiones

Para el análisis de las diferencias entre el tiempo bajo tensión concéntrica a la que estuvo sometida la musculatura de los grupos de intervención durante las sesiones, se calculó el promedio de todas las repeticiones una vez extraídos los valores empleando el software personalizado del transductor lineal de velocidad.

IV.1.3.5.5. Trabajo de la fase propulsiva durante el test de resistencia muscular

El trabajo se registró en cada repetición mediante el transductor lineal de velocidad (T-Force System; Ergotech, Murcia, España). Para la determinación del trabajo realizado durante las sesiones para la valoración de la resistencia muscular se realizó el sumatorio del mismo durante todas las repeticiones correctamente ejecutadas en el test del 10RM para hacer la comparativa posterior a la intervención en base a la siguiente fórmula, donde “n” es igual al número de repeticiones completadas y donde W_i representa el trabajo mecánico de la repetición i .

$$W = \sum_{i=1}^n W_i$$

IV.1.3.5.6. Máxima potencia media de la fase propulsiva

Esta variable fue obtenida de los datos arrojados por el software personalizado del transductor lineal. De cada repetición del test de 1RM se obtuvo un valor de potencia en función de la carga y la velocidad a la que esta se desplazaba, y se seleccionó la repetición en la que la potencia generada fue mayor para el posterior análisis.

IV.1.3.5.7. Fuerza isométrica máxima

El registro de las contracciones fue obtenido empleando una célula de carga con sensibilidad de $2\text{mV}\cdot\text{V}^{-1}$ y $0.0028\text{ V}\cdot\text{N}^{-1}$; NL63-200 (Digitimer Ltd, Welwyn Garden City, UK) y con una frecuencia de muestreo de 2000 Hz en un dispositivo adaptado para tal fin. Para la determinación del MVC, cada una de las tres ejecuciones realizadas con cada miembro fue analizada mediante el software Signal (Candbridge Electronics Design, Cambridge, UK) sin aplicar ningún tipo de filtrado de señal. Se fijaban dos cursores (uno al comienzo y otro al finalizar la contracción) y el software arrojaba automáticamente el valor máximo obtenido en la franja temporal deseada en mV, que se transformarían en N a través de la siguiente fórmula: $N = \text{mV} \cdot 367.4 - 3.645$. En la figura 7 se puede ver el registro de una de las ejecuciones llevadas a cabo por un participante.

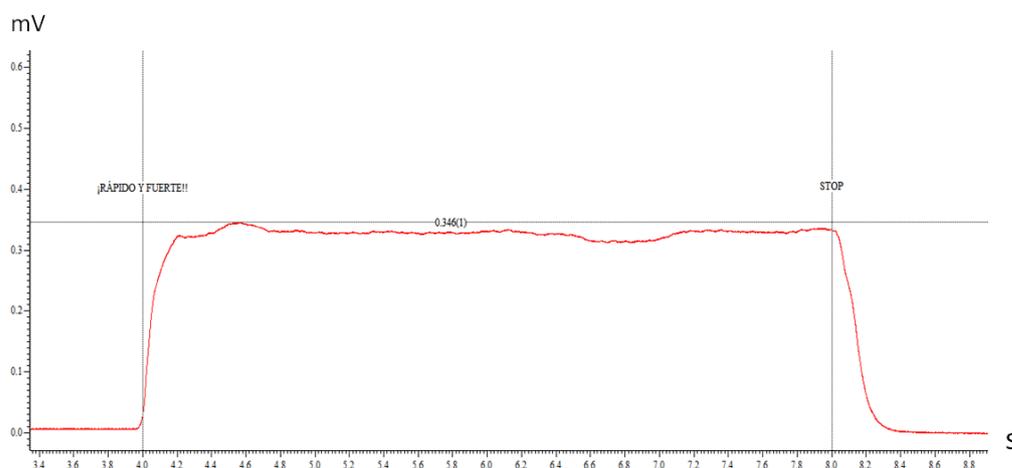


Figura 7. Registro de contracción isométrica

IV.1.3.5.8. **Ratio de desarrollo de la fuerza**

El análisis de esta variable se llevó a cabo en la repetición en la que se obtuvo la MVC. El cálculo se realizó para las ventanas temporales previamente citadas (0-50 ms, 0-100 ms y 0-200 ms) mediante la siguiente fórmula: $(\Delta \text{fuerza} / \Delta \text{tiempo})$ siendo 0 el inicio de la contracción isométrica. La determinación del inicio de la contracción fue realizada tras exportar mediante el software Signal (Candbridge Electronics Design, Cambridge, UK) los valores adquiridos mediante la célula de carga previamente descrita a una hoja de cálculo de Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Corporation, Washington, USA). Cuando se detectaba un incremento constante e íntegramente positivo de los valores de fuerza comprobando que cada valor era mayor o igual que el anterior en una franja temporal de 5 ms, se tomaba como momento 0 el punto de inicio de la secuencia para el análisis mediante la fórmula descrita en líneas anteriores, siendo aplicada en cada ventana temporal.

IV.1.3.5.9. **Percepción del esfuerzo**

Al finalizar la última repetición de cada sesión, la repetición número 30, el participante asignaba un valor de la escala a la percepción de esfuerzo. Para realizar el análisis estadístico de esta variable se procedió a realizar el promedio de los valores asignados por cada sujeto para cada sesión en la escala OMNI-RES (0-10).

IV.1.3.6. **Análisis estadístico**

El análisis estadístico se realizó empleando el software SPSS 20 (IBM, Armonk, NY, USA), así como el CMA V.2 (Biostat, Englewood, NY, USA) para el cálculo de los tamaños del efecto mediante la G de Hedge (200). Los valores descriptivos se presentan como la media \pm SD (desviación típica por sus siglas en inglés). Para comprobar la distribución normal de las variables se llevó a cabo la prueba de Shapiro-Wilk, y la prueba de Leven para comprobar la homogeneidad de la varianza. Las variables de altura, edad, masa corporal e IMC fueron comparadas a través del análisis de la varianza de una vía (ANOVA) con un factor intersujetos (factor grupo). La prueba t para muestras independientes se llevó a cabo para comparar la media de la pérdida de velocidad entre protocolos durante las sesiones. En referencia al miembro no entrenado se realizó un análisis de la covarianza (ANCOVA) de dos vías (factores tiempo (pretest y posttest) y grupo (CT, TT y CON)) utilizando los cambios en el miembro entrenado como covariable. Para el miembro entrenado se utilizó un ANOVA de dos vías con un factor de medidas

repetidas (tiempo: pretest vs. posttest) y un factor intersujetos (factor grupo) para analizar los cambios producidos por el entrenamiento. Cuando se detectaba una interacción significativa, se realizaba un análisis *post-hoc* empleando una prueba *t* con ajuste de Bonferroni. Además, se calculó el tamaño del efecto con los intervalos de confianza del 95% para cada variable utilizando la escala de Cohen para interpretación: trivial ($g < 0.2$), pequeño ($0.2 \leq g < 0.5$) medio ($0.5 \leq g < 0.8$) o grande ($g \geq 0.8$) (200). Además, se reportan los tamaños del efecto (eta cuadrados parciales (η^2) para cada factor del ANOVA y el ANCOVA, considerando el efecto pequeño ($\eta^2 < 0.06$), medio ($0.06 \leq \eta^2 < 0.14$) y grande ($\eta^2 \geq 0.14$) (201). El nivel de significación se estableció en $P < 0.05$.

IV.2. Resultados

IV.2.1. 1RM

Segmento no entrenado

Para la variable de 1RM en el miembro no entrenado, tras la realización de la ANCOVA, se encontró interacción tiempo \times grupo, ($F_{2, 32} = 3.645$; $P = 0.038$), sin efectos principales para el tiempo ni para el grupo. Una vez realizado el análisis *post hoc*, se encontró efecto significativo en el incremento del 1RM respecto al pretest en TT ($P = 0.001$; $ES = 0.127$; $95\% CI = [0.053, 0.202]$). El incremento en términos absolutos fue de 2.1kg, lo que representa un incremento del 7.3% respecto al valor registrado en el pretest, y un 80,8% de las ganancias observadas en el miembro entrenado. Tanto CT como CON no mostraron diferencias significativas ($P = 0.858$ y $P = 0.289$ respectivamente).

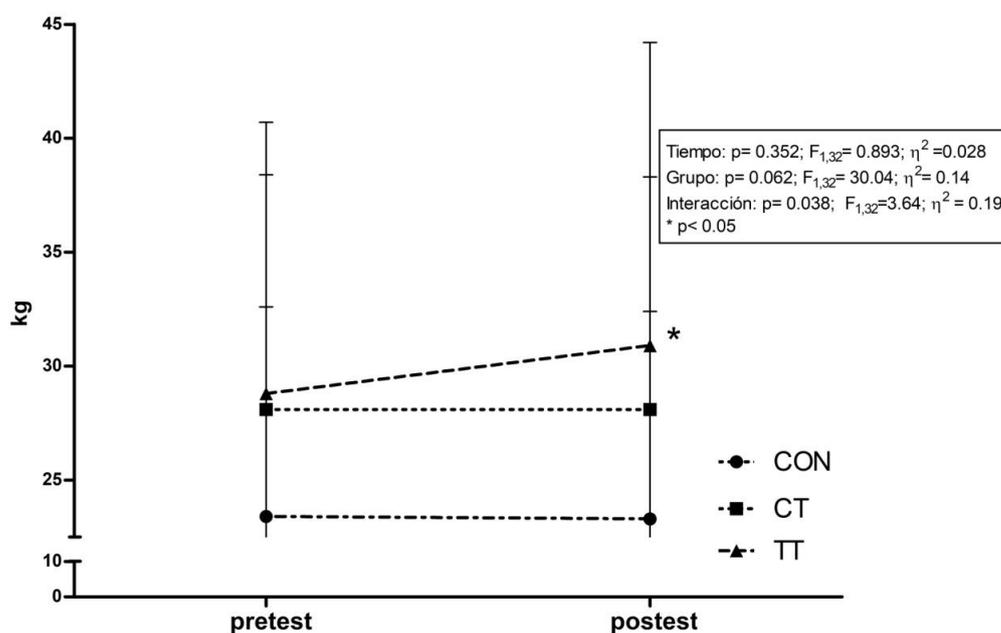


Figura 8. 1RM (kg) del segmento no entrenado.

CON: grupo control; CT: grupo de entrenamiento con configuración clúster; TT: grupo de entrenamiento con configuración tradicional. *diferencia estadísticamente significativa en comparación con el pretest para TT.

Segmento entrenado

En relación con el miembro entrenado, se detectó efecto principal para el tiempo ($F_{1,32}=16.364$; $P<0.001$), observando un incremento en comparación con el pretest, y una interacción tiempo \times grupo ($P=0.003$). Tras realizar los análisis *post hoc* se comprobó que el incremento fue significativo para TT ($P<0.001$; $ES=0.174$; $95\% CI=[0.099, 0.249]$), mientras que CT mostró una tendencia ($P=0.052$; $ES=0.062$; $95\% CI=[-0.007, 0.131]$) a la significación estadística. En términos relativos, el incremento en TT fue del 9,1% y en CT del 3,4%. Para CON no se detectó ningún tipo de significación estadística ($P=0.873$).

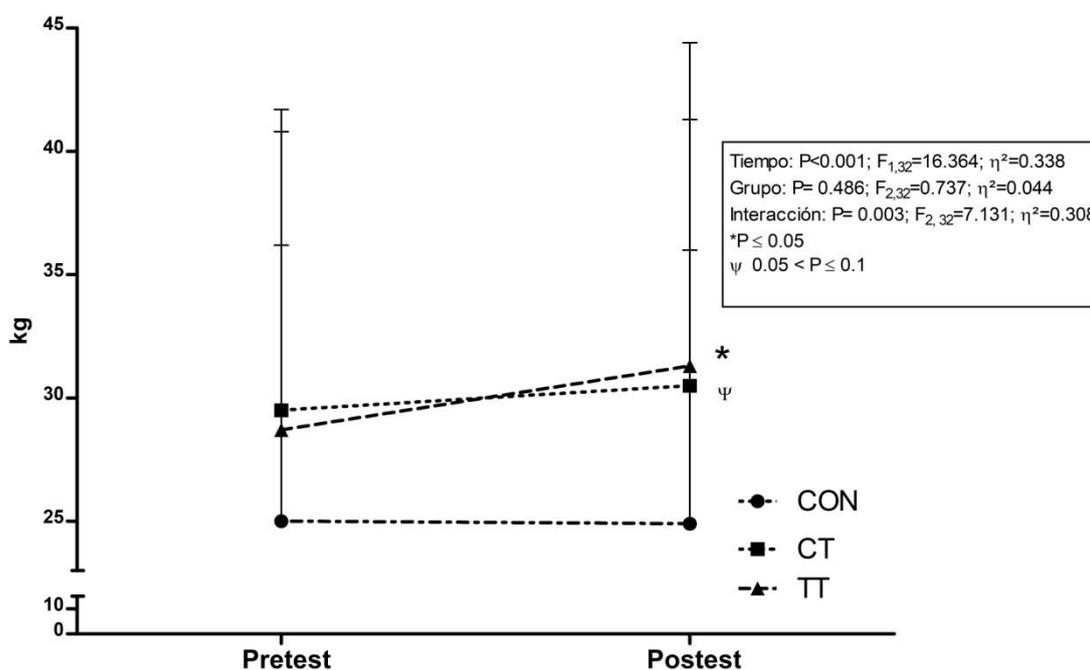


Figura 9. 1RM (kg) del segmento entrenado. 1RM (kg) del segmento entrenado.

CON: grupo control; CT: grupo de entrenamiento con configuración clúster; TT: grupo de entrenamiento con configuración tradicional. * Diferencia estadísticamente significativa en comparación con el pretest. ψ tendencia a la significación para el grupo CT en comparación con el pretest.

IV.2.2. Máxima potencia media de la fase propulsiva en el test de 1RM propulsiva

Segmento no entrenado

Para el miembro no entrenado, se detectó efecto principal del tiempo ($P= 0.014$), indicando un incremento a nivel global en el postest en comparación con el pretest, sin efecto principal del grupo ($P= 0.158$) ni interacción tiempo \times grupo ($P= 0.722$).

Tabla 2. Máxima potencia media propulsiva (W) del segmento no entrenado

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=12	PRE	22.2	103.4	53.6	26.1	$P=0.014$ $F_{1,32}= 6.720$ $\eta^2=0.178$	$P=0.158$ $F_{2,32}= 1.957$ $\eta^2=0.112$	$P=0.722$ $F_{2,32}= 0.329$ $\eta^2=0.021$
	POST	21.8	104.8	60.7	31.4			
CT n=11	PRE	24.3	125.6	65.5	30.1			
	POST	24	126.6	71	32.7			
TT n=12	PRE	16.3	135.7	67.3	34.7			
	POST	20.4	194.2	77.8	47.9			

CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: postest.

Segmento entrenado

Una vez realizado el ANOVA, se ha comprobó que existe un efecto del factor tiempo ($P<0.001$) mostrando cambios a nivel global en comparación con el pretest, sin efecto del factor grupo ($P=0.409$) ni interacción tiempo \times grupo ($P=0.083$).

Tabla 3. Máxima potencia media propulsiva (W) del segmento entrenado

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=12	PRE	17.5	111.2	58.2	31.2	$P<0.001$ $F_{1,32}= 22.696$ $\eta^2=0.415$	$P=0.409$ $F_{2,32}= 0.918$ $\eta^2=0.054$	$P=0.083$ $F_{2,32}=2.698$ $\eta^2=0.144$
	POST	18.2	107.9	60.4	33.9			
CT n=11	PRE	22.6	133.8	73.1	33.9			
	POST	41.7	130.9	82.3	30.4			
TT n=12	PRE	23.3	148.8	67.2	34.8			
	POST	27.1	157.3	76.8	37.8			

CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: postest.

IV.2.3. Repeticiones 10RM

Segmento no entrenado

Para el número de repeticiones realizadas con el 10RM, se detectó efecto principal para el tiempo ($P= 0,047$) que muestra un incremento global en el postest respecto al pretest, pero no para grupo ($P= 0.794$). Tampoco hubo interacción tiempo \times grupo ($P= 0,543$).

Tabla 4. Número de repeticiones con la carga del 10RM con el segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=12	PRE	8	11	10	0.8	$P = 0.047$ $F_{1,32} = 4.25$ $\eta^2 = 0.121$	$P = 0.794$ $F_{1,32} = 0.232$ $\eta^2 = 0.015$	$P = 0.543$ $F_{1,32} = 0.62$ $\eta^2 = 0.039$
	POST	8	11	10	1.9			
CT n=11	PRE	9	10	10	0.4			
	POST	7	14	11	2.2			
TT n=12	PRE	9	11	10	0.4			
	POST	7	18	13	2.7			

10RM: 10 repeticiones máximas CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: postest.

Segmento entrenado

En el miembro entrenado se han encontrado efectos principales tanto para tiempo ($P=0.003$) como para grupo ($P=0.001$) con interacción tiempo \times grupo ($P<0.001$). El efecto del tiempo fue causado por un incremento del número de repeticiones, mientras que el efecto del grupo fue observado sólo para TT en comparación con CON ($P=0.001$), pero no con CT ($P=0.169$), ni entre CT y CON ($P=0.141$). El análisis *post hoc* arrojó los siguientes resultados: TT mostró un incremento significativo en comparación con el pretest ($P<0.001$; $ES=2,164$; 95% CI= [0.813, 3.515]), mientras CT ($P=0.081$) mostró tendencia a la significación y CON ($P=0.119$) no presentó ningún cambio significativo tras la intervención.

Tabla 5. Número de repeticiones con la carga del 10RM del segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=12	PRE	8	11	10	0.8			
	POST	5	12	9	1.9			
CT n=11	PRE	9	10	10	0.3	$P=0.003$ $F_{1,32}=10.51$ $\eta^2=0.247$	$P=0.001$ $F_{2,32}=8.553$ $\eta^2=0.348$	$P<0.001$ $F_{2,32}=12.324$ $\eta^2=0.435$
	POST	5	16	11†	3.2			
TT n=12	PRE	9	10	10	0.4			
	POST	10	16	13*	2.1			

* $P \leq 0.05$

† $0.05 < P \leq 0.1$

10RM: 10 repeticiones máximas CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

IV.2.4. Trabajo mecánico con 10RM

Segmento no entrenado

No se ha detectado efecto principal para el factor tiempo ($P = 0,256$) ni para el factor grupo ($P = 0,213$). La interacción entre factores tampoco ha sido estadísticamente significativa ($P = 0,136$).

Tabla 6. Trabajo mecánico (J) con la carga del 10RM con el segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=12	PRE	145.1	814.8	434.87	217.75			
	POST	179.1	686.0	417.87	200.15			
CT n=11	PRE	189.6	951.0	521.66	229.55	$P = 0.256$ $F_{1,28} = 1.345$ $\eta^2 = 0.046$	$P = 0.213$ $F_{1,28} = 1.636$ $\eta^2 = 0.105$	$P = 0.136$ $F_{1,28} = 2.148$ $\eta^2 = 0.133$
	POST	267.5	889.1	553.33	203.36			
TT n=12	PRE	162	1071.1	593.764	259.28			
	POST	121.5	1466.2	674.464	368.69			

10RM: 10 repeticiones máximas; CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

Segmento entrenado

En cuanto a los efectos en el miembro entrenado, el ANOVA mostró un efecto principal para el factor tiempo ($P=0,001$) siendo mayor a nivel global el postest respecto al pretest, con interacción tiempo \times grupo estadísticamente significativa ($P=0.003$). El análisis post hoc muestra un incremento significativo sólo para TT ($p < 0.001$; ES: 0.569; CI 95% = [0.108 – 1.029]).

Tabla 7. Trabajo mecánico (J) con la carga del 10RM con el segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=12	PRE	161.4	862.8	446.79	235.13	$P= 0.001$ $F_{1,32}=12.728$ $\eta^2=0.291$	$P= 0,092$ $F_{1,32}=2.577$ $\eta^2=0.143$	$P= 0,003$ $F_{1,32}=7.152$ $\eta^2=0.316$
	POST	134.8	748	427.50	246.36			
CT n=11	PRE	193.8	1068.0	555.54	263.44			
	POST	119	1169	633.46	304.84			
TT n=12	PRE	218	1070.0	584.31	248.11			
	POST	277	1477	766.51*	381.26			

* $P \leq 0.05$

10RM: 10 repeticiones máximas; CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: postest.

IV.2.5. Fuerza isométrica máxima

Este análisis se ha realizado con 31 sujetos, dado que 4 no han podido realizar el posttest por incompatibilidad con sus ocupaciones profesionales, 2 del grupo CON, uno del CT y otro del TT.

Segmento no entrenado

No se han detectado efectos principales para tiempo ($P= 0.558$) ni para grupo ($P=0.595$). Tampoco se detectó interacción tiempo \times grupo ($P= 0.871$) para esta variable.

Tabla 8. MVC (N) del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	96.2	259.1	169,.6	51.9	$P= 0.558$ $F_{1, 28}=0.352$ $\eta^2=0.013$	$P= 0.595$ $F_{2, 28}= 0.53$ $\eta^2=0.038$	$P=0.871$ $F_{2,28}=0.139$ $\eta^2=0.01$
	POST	98.2	244.5	153.6	47.4			
CT n=10	PRE	102.7	252.5	167.1	49.5			
	POST	90	274.1	175.3	57.2			
TT n=11	PRE	104.7	307	189.7	54.6			
	POST	101.9	337	204.7	69.7			

MVC: fuerza isométrica máxima; CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

Segmento entrenado

No se han detectado efectos principales para los factores tiempo ni para grupo, pero sí interacción tiempo \times grupo ($P= 0.009$). Una vez realizado el análisis *post hoc* se observó un incremento significativo solamente en TT ($P= 0.011$; ES= 0.283; 95% CI= [0.118, 0.313]) en el posttest con respecto al pretest, mientras que CT.

Tabla 9. MVC (N) del segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	95.1	276.7	180.3	53.9			
	POST	87.3	262.9	162.5	59			
CT n=10	PRE	116.9	220.3	164.2	34.5	$P= 0,156$ $F_{1,28}=2.129$ $\eta^2=0.071$	$P= 0,312$ $F_{2,28}= 1.215$ $\eta^2=0.08$	$P=0,009$ $F_{2,28}=5.673$ $\eta^2=0.288$
	POST	113.8	242.6	180.8	44.6			
TT n=11	PRE	112.7	272.6	187.3	42.3			
	POST	117.8	337	212.6*	61.5			

* $P \leq 0.05$

MVC: fuerza isométrica máxima; CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

IV.2.6. Ratio de desarrollo de la fuerza

IV.2.6.1. RFD 0-50 ms

Segmento no entrenado

Para el RFD entre 0 y 50ms no se detectó efecto principal del tiempo ($P=0.214$), aunque se observó tendencia para el factor grupo ($P=0.068$), mostrando interacción tiempo \times grupo ($P=0.036$). Una vez realizado en análisis *post hoc* se observaron diferencias entre CT ($P=0.024$; $ES=0.659$; $95\% CI= [-0.205, 1.523]$) y TT ($P=0.006$; $ES=1.182$; $95\% CI= [0.286, 2.079]$) respecto a CON. Así como un incremento significativo respecto al pretest para TT ($P=0.019$; $ES=0.481$; $95\% CI= [0.017, 0.945]$).

Tabla 10. Ratio de desarrollo de la fuerza ($N \cdot s^{-1}$) entre 0 – 50 ms del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	268.9	1785.9	787	411.7			
	POST	68.9	1097.1	579.7	376.4			
CT n=10	PRE	247.8	2574.4	1179.6	921.6	$P=0.214$ $F_{1,28}=1.625$ $\eta^2=0.059$	$P=0.068$ $F_{2,28}=3.199$ $\eta^2=0.187$	$P=0.036$ $F_{2,28}=3.781$ $\eta^2=0.225$
	POST	612.5	2019.9	1344.2†	459.8			
TT n=11	PRE	236.2	1933.5	1046.7	662			
	POST	275.5	2938.7	1434.5†*	795			

† Dif sig respecto a CON en el posttest

* Dif sig respecto pretest

CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

Segmento entrenado

Para el miembro entrenado no se encontraron efectos principales para los factores tiempo ($P=0.126$) ni grupo ($P=0.347$). Se observó una interacción tiempo \times grupo ($P=0.011$). Una vez realizado el análisis post hoc se detectó una tendencia ($P=0.069$) en el posttest entre CT y CON. CT presentó un incremento estadísticamente significativo respecto al pretest ($P=0.06$; $ES=1.113$; $95\% CI=[0.258, 1.968]$).

Tabla 11. Ratio de desarrollo de la fuerza ($N \cdot s^{-1}$) entre 0 – 50 ms del segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	437.5	1829.3	1075.6	496.8			
	POST	121.2	1965.4	746.6	600.5			
CT n=10	PRE	287.7	1993.3	835.1	537.1	$P=0.126$	$P=0.347$	$P=0.011$
	POST	684.9	2323.2	1459*	485.2	$F_{1,28}=2.491$ $\eta^2=0.082$	$F_{2,28}=1.099$ $\eta^2=0.073$	$F_{2,28}=5.376$ $\eta^2=0.277$
TT n=11	PRE	17.2	1982.3	1114.4	678.8			
	POST	194.7	2634.8	1378.5	830			

* $P \leq 0.05$

CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

IV.2.6.2. RFD 0-100 ms

Segmento no entrenado

No se detectaron efectos principales para tiempo ($P=0.484$), pero sí para grupo ($P=0.042$), con una tendencia a la interacción tiempo \times grupo ($P=0.053$). Si observamos el post hoc, a pesar de no existir interacción significativa, TT ($P=0.002$; $ES=1.097$; $95\% CI=[0.210, 1.983]$) y CT ($P=0.035$; $ES=0.579$; $95\% CI=[-0.279, 1.438]$) mostraron diferencias significativa en comparación con CON. Tras la intervención, además, se percibió un incremento significativo en TT respecto al pretest ($P=0.027$; $ES=0.391$; $95\% CI=[-0.102, 0.883]$) y un descenso significativo para CON ($P=0.011$; $ES=-0.586$; $95\% CI=[-1.124, -0.048]$).

Tabla 12. Ratio de desarrollo de la fuerza ($N \cdot s^{-1}$) entre 0 – 100 ms del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	607.4	1274	849.3	364.3	<i>P</i> = 0.484 $F_{1,28}=0.503$ $\eta^2=0.019$	<i>P</i> = 0.042 $F_{2,28}=0.002$ $\eta^2=0.216$	<i>P</i> =0.006 $F_{2,28}=6.203$ $\eta^2=0.323$
	POST	74	1119.5	635.1*	281.8			
CT n=10	PRE	541.6	2239.9	1121.6	529.4			
	POST	50.1	1666.6	1124.4 ‡	390			
TT n=11	PRE	492.5	1770.4	1110	442.8			
	POST	430.3	2159.1	1325* ‡	548.6			

‡ Dif sig respecto a CON en el posttest

* $P \leq 0.05$

CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

Segmento entrenado

Respecto al miembro entrenado, no se detectó efecto significativo para el factor tiempo ($P=0.306$) ni para el factor grupo ($P=0.201$), observándose una interacción tiempo \times grupo ($P=0.038$). El post hoc mostró un incremento significativo sólo del grupo CT respecto al pretest ($P= 0.034$; $ES= 0.648$; $95\% CI= [0.137, 1,159]$).

Tabla 13. Ratio de desarrollo de la fuerza ($N \cdot s^{-1}$) entre 0-100 ms del segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	558,9	114.2	990.7	287.1	<i>P</i> = 0.306 $F_{1,28}=1.087$ $\eta^2=0.037$	<i>P</i> = 0.201 $F_{2,28}= 1.706$ $\eta^2=0.109$	<i>P</i> =0.038 $F_{2,28}=3.694$ $\eta^2=0.209$
	POST	266.7	1527.6	833.3	409.9			
CT n=10	PRE	479.5	1397.1	968.3	287.9			
	POST	732.6	1744.6	1198.7*	347.7			
TT n=11	PRE	254.7	1749.5	1153.3	486.6			
	POST	384.3	2127.5	1264.3	514.4			

* $P \leq 0.05$

CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

IV.2.6.3. RFD 0-200 ms

Segmento no entrenado

No se detectó efecto principal del factor tiempo ($P=0.675$) y una tendencia para el factor grupo ($P=0.054$), así como una tendencia en la interacción tiempo \times grupo ($P=0.066$).

Tabla 14. Ratio de desarrollo de la fuerza ($N \cdot s^{-1}$) entre 0-200 ms del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	434.9	908.7	595	159.4			
	POST	175.8	819.9	499.2	183.1			
CT n=10	PRE	456.5	1036.9	669.3	176.4	$P= 0.675$ $F_{1, 28}=0.179$ $\eta^2=0.007$	$P= 0.054$ $F_{2, 28}= 3.377$ $\eta^2=0.201$	$P= 0.066$ $F_{2,28}=2.732$ $\eta^2=0.188$
	POST	391.4	1086.9	664.6	232.4			
TT n=11	PRE	446.3	1097	747.3	217.4			
		445.8	1317.59	825.1	327.5			

CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

Segmento entrenado

Para el miembro entrenado no se encontró efecto principal para los factores grupo ($P=0.283$) ni tiempo ($P=0.491$). Tampoco se detectó interacción tiempo \times grupo ($P=0.191$).

Tabla 15. Ratio de desarrollo de la fuerza ($N \cdot s^{-1}$) entre 0-200 ms del segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	440.4	780	605.4	125			
	POST	263.1	800.8	550.1	201.5			
CT n=10	PRE	480.5	765.7	643.8	97	$P= 0.491$ $F_{1, 28}=0.487$ $\eta^2=0.017$	$P= 0.283$ $F_{2, 28}= 1.322$ $\eta^2=0.086$	$P= 0.191$ $F_{2,28}=1.754$ $\eta^2=0.111$
	POST	424.5	972.1	707.3	196.4			
TT n=11	PRE	384.4	1116	715.9	228.5			
	POST	324.6	997.7	639.1	202.3			

CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

IV.2.7. Sección transversal

Segmento no entrenado

En cuanto al análisis de la sección transversal del bíceps braquial en el miembro no entrenado, no se han encontrado efectos principales para tiempo ($P=0,723$) ni para grupo ($P=0,672$). Tampoco se detectó interacción tiempo \times grupo ($P=0,127$).

Tabla 16. Sección transversal en cm del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=12	PRE	1.9	2.8	2.3	0.3			
	POST	1.6	2.7	2.1	0.4			
CT n=11	PRE	1.6	2.8	2.2	0.4	$P= 0.723$ $F_{1, 32}= 0.128$ $\eta^2=0.004$	$P= 0.672$ $F_{2, 32}=0.403$ $\eta^2=0.025$	$P= 0.127$ $F_{2, 32}= 2.207$ $\eta^2=0.125$
	POST	1.5	3	2.2	0.5			
TT n=12	PRE	1.7	3.1	2.3	0.5			
	POST	1.8	3.8	2.4	0.6			

CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: postest.

Segmento entrenado

El resultado de la ANOVA en el miembro entrenado muestra que no se detectó efecto para el factor tiempo ($P=0,363$) ni para grupo ($P=0,297$). La interacción tampoco mostró resultados estadísticamente significativos ($P=0,958$).

Tabla 17. Sección transversal (cm) del segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=12	PRE	1.9	2.8	2.3	0.3			
	POST	1.6	2.7	2.2	0.4			
CT n=11	PRE	1.9	3.1	2.4	.4	$P= 0.363$ $F_{1, 22}=0.852$ $\eta^2=0.026$	$P=0.297$ $F_{2, 32}=1.26$ $\eta^2=0.073$	$P= 0.958$ $F_{2, 32}=0.043$ $\eta^2=0.003$
	POST	1.8	3	2.3	0.4			
TT n=12	PRE	1.9	3.2	2.5	0.5			
	POST	1.8	3.2	2.5	0.5			

CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: postest.

IV.2.8. **Percepción del esfuerzo**

Los valores de percepción de esfuerzo en la escala OMNI-RES (198) fueron superiores en TT (6.6 ± 0.7) en comparación con CT (5.9 ± 1) si bien el contraste realizado mediante la prueba t sólo alcanzó un nivel de tendencia ($P = 0.058$) entre los grupos de intervención.

IV.2.9. **Pérdida de velocidad durante fase de intervención**

Se tomó como medición indirecta de la fatiga la pérdida de velocidad durante las sesiones de intervención. Los resultados de la prueba T mostró diferencias significativas ($P < 0.001$; ES= 2.859; 95% CI= [1.717, 4.001]) en referencia al porcentaje de pérdida, que fue de un $4.2 \pm 9.08\%$ en CT y de un $34.2 \pm 11.77\%$ para TT. En términos absolutos, la pérdida de velocidad fue de 0.0169 ± 0.25 m/s para CT y de 0.1007 ± 0.03 m/s para TT.

IV.2.10. **Tiempo bajo tensión**

El tiempo bajo tensión durante la intervención no presentó diferencias significativas ($P = 0.182$) entre grupos tras la realización de la prueba T para muestras independientes.

**V. Estudio 2: La configuración de la serie en el
entrenamiento de fuerza unilateral en el tren inferior
modula el fenómeno de cross education.**

V.1. Material y métodos

V.1.1. Diseño experimental

Para tratar de comprobar las hipótesis previamente descritas se diseñó un estudio aleatorizado con grupo control. La investigación consistió en un total de 23 sesiones que fueron realizadas por los grupos de intervención, mientras que el grupo control solo realizó las sesiones de familiarización, pretest y posttest.

Las familiarizaciones realizadas fueron un total de 3, dos empleando el ejercicio de extensión de rodilla y una sobre el dispositivo de valoración de la fuerza isométrica. El objetivo de estas sesiones fue el de estandarizar la posición para cada sujeto, asegurando que la posición de las articulaciones y dispositivos de ejecución fueron las mismas durante los pretest, intervención y posttest. Asimismo, los participantes adquirieron la técnica de ejecución y se realizó una aproximación a la carga del 10 RM y se realizó el anclaje para la escala de esfuerzo percibido (figura 6) (198).

La evaluación previa a la intervención se realizó durante cinco sesiones: a) ecografía (ECO) para la evaluación de la sección transversal del vasto lateral, así como el ángulo de peneación de las fibras musculares, b) evaluación antropométrica (ANT) donde se registró el peso corporal (kg) la estatura (m) y se registraron los perímetros y pliegues necesarios para la estimación del volumen del cuádriceps mediante la fórmula posteriormente descrita, c) 1RM, d) 10RM y e) MVC. En la figura 10A) se muestra el diseño experimental con la organización de las sesiones.

Tras finalizar las sesiones del pretest se procedió a la asignación a los diferentes grupos forma aleatorizada por bloques en función del 1RM. Uno de los grupos (TT; n=14), realizó una CST completando en cada sesión 4 series de 8 repeticiones con la carga del 10RM y 3 minutos de descanso entre cada serie; otro grupo (CT; n= 10) una CSC consistente en 32 series de 1 repetición con 17.4 segundos de recuperación entre cada serie, también con la carga del 10RM obtenida en el pretest y, por último, un grupo control (CON; n= 11) que no realizó ningún tipo de intervención durante las 5 semanas. La figura 10 B) muestra la estructura de cada configuración de la serie.

Los grupos de intervención realizaron 10 sesiones de entrenamiento unilateral con el miembro dominante en el ejercicio de extensión de la rodilla, que se describe en epígrafes posteriores, basándonos en la bibliografía que afirma una mayor transferencia del miembro dominante al no dominante (35) con una frecuencia de dos sesiones semanales separadas al menos 48 horas entre sí.

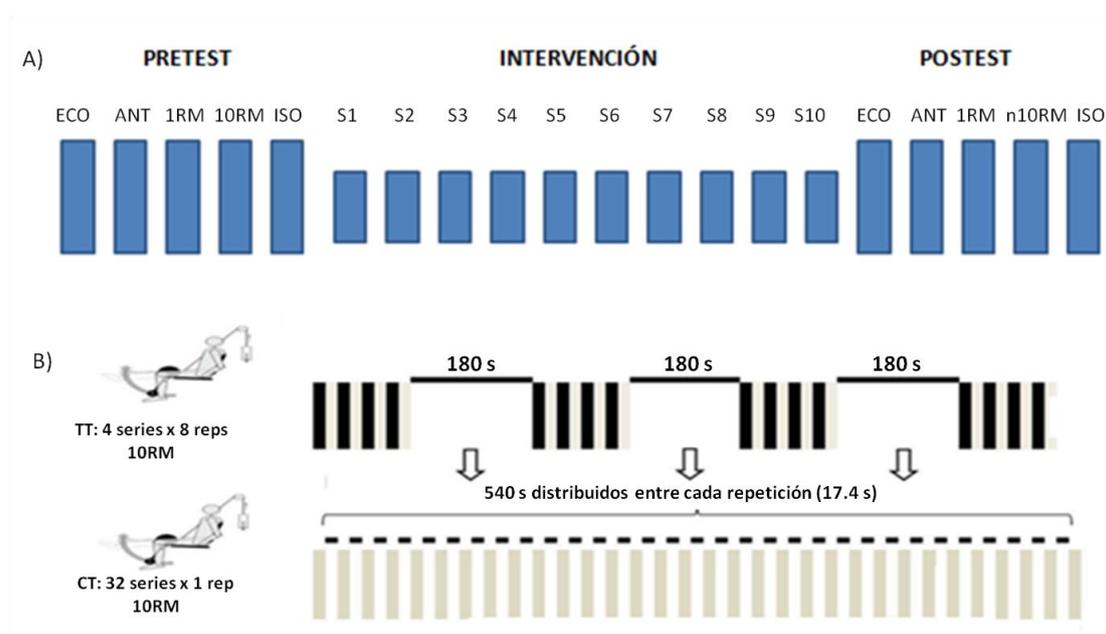


Figura 10. Representación esquemática del diseño experimental para tren inferior.

A) Planificación de sesiones; B) configuraciones de la serie; ECO: ecografía (sección transversal y ángulo de peneación); ANT: antropometría (talla, peso e IMC); 1RM: una repetición máxima; 10RM: 10 repeticiones máximas; ISO: Isometría; S: sesión; n10RM: repeticiones máximas con el peso del 10RM obtenida en el pretest; TT grupo con configuración de la serie tradicional; CT: grupo con configuración de la serie cluster; reps: repeticiones; s: segundos.

Una vez finalizada la intervención, se llevaron cabo en el postest las mismas mediciones del pretest (ECO, ANT, 1RM, Y MVC), con la diferencia que, para valorar la resistencia muscular, se realizó una serie hasta el fallo con la carga del 10RM obtenida en el pretest (n10RM).

V.1.2. Muestra

El estudio se realizó con la participación de treinta y cinco estudiantes de ciencias de la actividad física y el deporte físicamente activos (6 mujeres y 29 hombres) sin contraindicaciones para realizar ejercicio con cargas. A todos los participantes se les pidió que no alterasen sus hábitos nutricionales ni de actividad diaria, así como de entrenamiento. Estos no podían realizar

actividad física intensa en las 48 horas previas a los test o las sesiones de intervención. La participación en la investigación fue completamente voluntaria, y los participantes podían abandonar el estudio cuando lo considerasen oportuno. El presente trabajo fue aprobado por un Comité de Ética de la Universidad de A Coruña (se muestra en el anexo I en informe favorable con número de referencia CE 19/2015) y realizado de acuerdo con la Declaración de Helsinki sobre la experimentación con seres humanos. Además, se les entregó un consentimiento informado (Anexo III) donde figuraba toda la información referente al estudio y al tratamiento de los datos. Los datos descriptivos se presentan resumidos en la tabla 18

Tabla 18. Valores descriptivos de la muestra

Variable	TT	CT	CON
n	14	10	11
Edad (años)	23 ± 3	22 ± 2.	22 ± 2
Sexo	3 ♀ 11 ♂	3 ♀ 7 ♂	2 ♀ 9 ♂
Peso (kg)	73 ± 9	74 ± 11	73 ± 10
Altura (cm)	172 ± 7	174 ± 8	173 ± 7
IMC (kg·m⁻²)	25 ± 2	24 ± 2	25 ± 3
Preferencia lateral	2 zurdos 12 diestros	1 zurdo 9 diestros	3 zurdos 8 diestros

TT: Grupo de entrenamiento con configuración de la serie tradicional; CT: grupo de entrenamiento con configuración de la serie clúster; CON: grupo control; IMC: índice de masa corporal. Los datos están expresados como la media ± desviación típica (SD).

V.1.3. Procedimientos

V.1.3.1. Descripción del ejercicio

Tanto los test de valoración de la fuerza dinámica como la intervención fueron realizados en una máquina de extensión de rodilla (Technogym, Gambettola, Italy). Los sujetos fueron anclados a la máquina empleando cintas fijadoras en el pecho y la cadera. La posición del dispositivo se adaptó de tal manera que el eje de giro de la articulación coincidiese con el de la máquina. Tanto la rodilla como la cadera se colocaban en una posición de 90°, y los brazos se cruzaban y posicionaban sobre el pecho, con el objetivo de focalizar al máximo el ejercicio en los extensores de rodilla (figura 11). El punto de aplicación de la fuerza sobre el brazo de palanca de la máquina se hizo coincidir por encima del maléolo tibial, de tal forma que el empeine no entrase en contacto con la barra. Para considerar una repetición como válida, era imprescindible completar ROM mínimo de 80°. Estas medidas fueron tomadas en la familiarización, y mantenidas durante todos los test y sesiones de intervención.



Figura 11. Posición ejercicio de extensión de rodilla.

V.1.3.2. Familiarización

Fueron realizadas dos sesiones de familiarización en la máquina de extensión de rodilla, en las que se tomaban las medidas descritas anteriormente para la estandarización de la posición de cada sujeto. Además, se hizo una aproximación a la carga del 10RM para reducir los

intentos durante la fase de pretest, se experimentó el fallo muscular y se realizó el anclaje de la escala de esfuerzo percibido empleada durante las sesiones de intervención.

Del mismo modo que se estandarizaba la posición en el dispositivo en que se realizaron los test dinámicos y la intervención, se tomaron medidas para estandarizar las mediciones de la fuerza isométrica máxima (figura 11) en el pretest y posttest. Tanto la rodilla como la cadera se colocaron en un ángulo de 90 °. El objetivo de esta sesión fue también practicar la contracción isométrica máxima, dado que es un ejercicio poco común entre la población.

V.1.3.3. *Evaluaciones*

V.1.3.3.1. **Antropometría**

Se registró el peso corporal empleando una báscula (Omron BF-508, Omron Healthcare Co., Kyoto, Japan) y la estatura mediante un estadiómetro (Seca 202, Seca Ltd., Hamburg, Germany). Además, para la estimación del volumen del muslo, se llevó a cabo el registro de una serie de perímetros y pliegues del muslo. Para ello se tomó la distancia del muslo y, una vez tomada esta medida, se realizó una marca en la parte media. Se tomaron los perímetros y los pliegues en 3 posiciones: a) en la parte media del muslo, b) 10 cm por encima de la distancia media, hacia la zona proximal del muslo y c) 10 cm por debajo de la parte media, hacia la parte distal. En epígrafes posteriores se describe la fórmula empleada para la estimación.

Para la valoración de la sección transversal y del ángulo de peneación de las fibras musculares se realizaron ecografías empleando una sonda lineal con una frecuencia de 13-8 MHz, mediante un ecógrafo (LGE Logiq e BT12, GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA). Se tomaron 4 imágenes: a) un corte transversal a la altura de la zona media del vientre muscular aplicando la mínima presión posible, tal como se puede comprobar en la figura 12A, en donde se realizó la medición de la sección transversal, b) la misma imagen y en el mismo punto, pero aplicando la mayor presión con la sonda hasta que las aponeurosis superficial y profunda eran paralelas, c) un corte longitudinal en esta misma zona, girando la sonda, para realizar la valoración del ángulo de peneación en la zona medial, como se puede ver en la figura 12B y d) un corte longitudinal en la zona más distal.

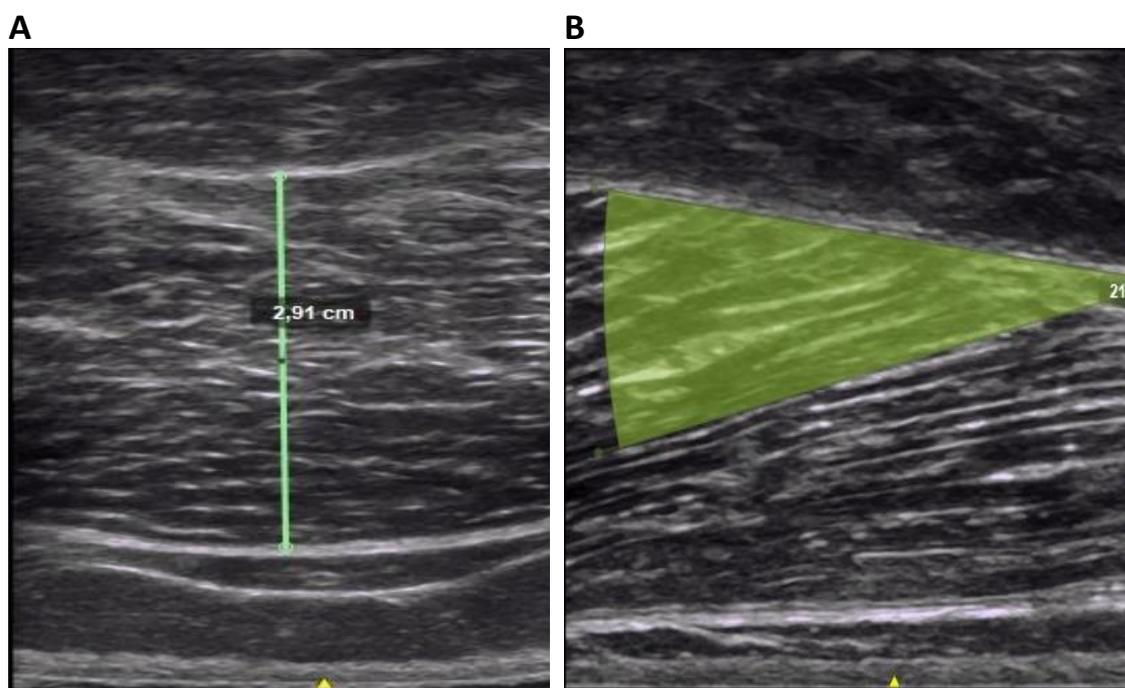


Figura 12. Ecografía del vasto lateral.

A) corte transversal del vasto lateral; B) corte longitudinal del vasto lateral.

V.1.3.3.2. Test de 1RM

Con el objetivo de realizar la valoración de la fuerza máxima dinámica de la musculatura extensora de rodilla, se realizó el test de 1RM basado en la pérdida de la velocidad en función del incremento de carga replicando la metodología descrita por Iglesias-Soler *et al.* (19).

A modo de calentamiento general se realizó un período de 5 minutos en un cicloergómetro Monark 828E (Monark Exercise AB, Vansbro, Sweden) a 80 rpm con una resistencia de 1,25 W por kg kgm.

Una vez finalizado el calentamiento, se comenzó con la realización de 3 repeticiones con una carga de 20 kg. En una primera fase los incrementos de resistencia en sucesivas valoraciones fueron de 10kg, y el tiempo de recuperación entre valoraciones de 1'. Al observar un descenso en la velocidad media de la fase propulsiva (VMP) superior al 25% respecto a la primera valoración, las pausas entre incrementos de carga se incrementaban a 2' mientras que el número de repeticiones y los incrementos de carga se reducía a 2 y 5 kg respectivamente.

Cuando la pérdida de velocidad llegaba al 50% de la VM de la primera evaluación con 20kg, la recuperación entre cargas se ampliaba a 3', reduciéndose el número de repeticiones y de incrementos de carga a 1 y 2.5 kg respectivamente. La máxima carga que eran capaces de movilizar en una sola repetición fue considerada el 1RM. El orden de ejecución de cada miembro fue aleatorizado. Además, la metodología empleada para este test permite identificar la carga de máxima potencia, en este caso en la fase propulsiva (PMP), para cada sujeto y segmento, lo que fue posible registrar mediante un transductor lineal de velocidad (T-Force System; Ergotech, Murcia, España) que permite identificar la carga asociada a la máxima potencia media de la fase propulsiva (PMP).

V.1.3.3.3. **Test de 10RM**

Tras el calentamiento general descrito previamente, todos los sujetos realizaron una serie de 10 repeticiones con el 50% de la carga del 1RM. Después de 3 minutos de recuperación, se colocó la carga teniendo en cuenta las sesiones de familiarización. El sujeto tenía que realizar 10 repeticiones y no ser capaz de ejecutar la onceava. Si hacía 11, se realizaba un descanso de 5 minutos y se incrementaba la carga. De no llegar a las 10 repeticiones, la carga se disminuía. Para evitar la influencia de la fatiga, solo se permitían 3 intentos para la obtención del 10RM en esta sesión. En caso de no obtener un resultado válido en los 3 intentos, se debía realizar de nuevo el test en otra sesión pasadas al menos 48 horas. Ninguno de los sujetos tuvo que realizar una sesión adicional para su obtención.

Mediante el transductor lineal de velocidad (T-Force System; Ergotech, Murcia, España) se registró el trabajo mecánico (J) de la fase concéntrica para el posterior análisis.

V.1.3.3.4. **Test isométrico**

Cuatro sujetos, 1 hombre del CON, un hombre y una mujer del CT y un hombre de TT no pudieron realizar las valoraciones isométricas en el posttest por logística de las instalaciones y compatibilidad con su calendario académico, por lo que la muestra final para esta valoración fue de 31 sujetos. Tras el calentamiento general previamente descrito, los participantes realizaron 3 contracciones isométricas máximas de 4 segundos con 3 minutos de recuperación entre ellas (19) empleando una célula de carga Digitimer, con una sensibilidad de $2 \text{ mV}\cdot\text{V}^{-1}$ y $0.0028 \text{ V}\cdot\text{N}^{-1}$ (Digitimer Ltd., Welwyn Garden City, United Kingdom) empleando una frecuencia de registro de 2000 Hz y un rango de 10 Hz-1kHz. Los sujetos fueron posicionados en una máquina de extensión

de rodilla adaptada para la valoración isométrica con una flexión de cadera y de rodilla de 90°. La fuerza isométrica máxima fue recogida de la mejor de las repeticiones, y esta ejecución sería la empleada para los otros análisis referentes a la contracción isométrica máxima.

Se seleccionó la ejecución en la que se alcanzó la MVC para el cálculo del RFD, entendido como el promedio de la pendiente de la curva fuerza-tiempo (Δ fuerza / Δ tiempo) en ventanas de 0-50, 0-100 y 0-200 ms. Se describe con mayor precisión en epígrafes posteriores.

V.1.3.4. **Intervención**

Se llevaron a cabo 10 sesiones de entrenamiento separadas al menos por 48 horas por parte de los grupos TT y CT durante 5 semanas (2 sesiones por semana). En la figura 8B se muestra una representación esquemática de la configuración de la serie empleada por cada grupo. Tras el calentamiento general previamente descrito y 10 repeticiones de extensión de codo con el 50% del 1RM, se comenzaba con el protocolo asignado.

El grupo TT realizaba 4 series de 8 repeticiones con 3 minutos de descanso entre cada repetición. CT ejecutaba 32 series de 1 repetición cada una, con 17.4 segundos de descanso entre ellas. El volumen total y la relación trabajo-pausa, fueron equiparados para ambos protocolos. Ambos grupos entrenaron con la carga del 10RM obtenida en el pretest ejecutando con la pierna dominante en base a la bibliografía que afirma que la transferencia de fuerza es mayor del miembro dominante al no dominante (35). La preferencia lateral fue determinada según la preferencia de cada alumno para golpear un balón (dominante) y según la pierna de batida en un salto (no dominante).

Al final de cada sesión, al finalizar la fase excéntrica de la última repetición (repetición nº 32), cada participante valoraba el esfuerzo percibido que relacionaban con la escala (198) que tenían a la vista (figura 6) durante toda la sesión.

V.1.3.5. **Análisis de datos**

V.1.3.5.1. **Estimación del volumen del muslo**

En base a los perímetros y pliegues previamente citados, se aplicó la siguiente ecuación descrita para la estimación del volumen del muslo en el trabajo realizado por Tonson *et al.* (202):

$$V = L_m \times (12\pi)^{-1} \times (O1^2 + O2^2 + O3^2) - (S_{fold} - 0.4) \times 2^{-1} \times L_m \times (O1 + O2 + O3) \times 3^{-1} / 1,000$$

Donde L_m es la longitud del muslo, $O1$ el perímetro 10cm sobre la parte media del segmento, $O2$ el perímetro en la parte media del segmento, $O3$ el perímetro 10 cm por debajo de la parte media del segmento y S_{fold} la corrección de la grasa subcutánea medida a través de los pliegues de cada circunferencia ($\Sigma S_{fold} / 3$)

V.1.3.5.2. **Sección transversal**

Se calculó realizando el promedio de tres mediciones (199) de la sección transversal, tal como se muestra en la figura 11A, a lo largo de la aponeurosis (distancia perpendicular entre aponeurosis superficial y profunda), coincidiendo con el vientre muscular, que fueron analizadas empleando un software libre de análisis de imagen (Kinovea 0.8.15, Kinovea.org, France). De este promedio se sacó el resultado para conocer si había algún cambio tras la intervención en alguno de los grupos.

V.1.3.5.3. **Ángulo de pennación**

Se llevó a cabo sobre la imagen del corte longitudinal del VL (figura 11B) y se analizó mediante un software libre de análisis de imagen (Kinovea 0.8.15, Kinovea.org, France). El ángulo para el análisis es el formado por las fibras musculares con la aponeurosis profunda.

V.1.3.5.4. **Registro del rendimiento mecánico**

La monitorización los parámetros de rendimiento mecánico se llevó a cabo empleando el ya citado transductor lineal de velocidad (T-Force System; Ergotech, Murcia, España) con una frecuencia de muestreo de 1000Hz. Tal como se describió para el estudio de tren superior, el dispositivo se conectó a un ordenador a través de un conversor analógico-digital con una resolución de 14 bits mediante un software personalizado. Todas las variables dinámicas fueron analizadas en la fase propulsiva de cada repetición, definida como el período de la fase

concéntrica durante el cual aceleración de la carga (a) es superior a la aceleración de la gravedad (i.e. $a > -9.81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$) (26).

V.1.3.5.5. **Pérdida de velocidad**

Se analizó la pérdida de velocidad de cada sesión completa, teniendo en cuenta la repetición 1 y la 32 para el cálculo. Se analizó tanto en valor absoluto (velocidad de la primera repetición de la sesión – velocidad de la última repetición de la sesión) como relativo: [(velocidad de la primera repetición de la sesión – velocidad de la última repetición de la sesión / velocidad de la primera repetición de la sesión) x 100]. Posteriormente se realizó el promedio de velocidad de todas las sesiones de intervención para cada sujeto para llevar a cabo el correspondiente análisis.

V.1.3.5.6. **Tiempo bajo tensión concéntrica durante las sesiones**

Para el análisis de las diferencias entre el tiempo bajo tensión concéntrica a la que estuvo sometida la musculatura de los grupos de intervención durante las sesiones, se calculó el promedio de todas las repeticiones una vez extraídos los valores empleando el software personalizado del transductor lineal de velocidad con el que se monitorizaba cada repetición.

V.1.3.5.7. Trabajo de la fase propulsiva durante el test de resistencia muscular

Para la determinación del trabajo realizado durante las sesiones para la valoración de la resistencia muscular, el cual se registró en cada repetición mediante el transductor lineal de velocidad (T-Force System; Ergotech, Murcia, España), se realizó el sumatorio del mismo durante todas las repeticiones correctamente ejecutadas en el test del 10RM para hacer la comparativa posterior a la intervención en base a la siguiente fórmula, donde “n” es igual al número de repeticiones completadas y donde W_i representa el trabajo mecánico de la repetición i.

$$W = \sum_{i=1}^n W_i$$

V.1.3.5.8. Máxima potencia media de la fase propulsiva

Esta variable fue obtenida de los datos arrojados por el software personalizado del transductor lineal (T-Force System; Ergotech, Murcia, España). De cada repetición del test de 1RM se obtuvo un valor de potencia en función de la carga y la velocidad a la que esta se desplazaba, y se seleccionó la repetición en la que la potencia generada fue mayor para el posterior análisis.

V.1.3.5.9. Fuerza isométrica máxima

El registro de las contracciones fue obtenido empleando una célula de carga con sensibilidad de $2\text{mV}\cdot\text{V}^{-1}$ y $0.0028\text{ V}\cdot\text{N}^{-1}$; NL63-200 (Digitimer Ltd, Welwyn Garden City, UK) y con una frecuencia de muestreo de 2000 Hz en un dispositivo adaptado para tal fin. En la figura 12 se puede ver un ejemplo de un registro de contracción isométrica máxima. Para la determinación del MVC, cada una de las tres ejecuciones realizadas con cada miembro fue analizada mediante el software Signal (Candbridge Electronics Design, Cambridge, UK) sin aplicar ningún tipo de filtrado de señal. Se fijaban dos cursores (uno previo al comienzo y otro al finalizar la contracción) y el software arrojaba automáticamente el valor máximo obtenido en la franja temporal deseada en mV. En la figura 14 se puede ver el registro de una de las ejecuciones llevadas a cabo por uno de los participantes.

V.1.3.5.10. Ratio de desarrollo de la fuerza

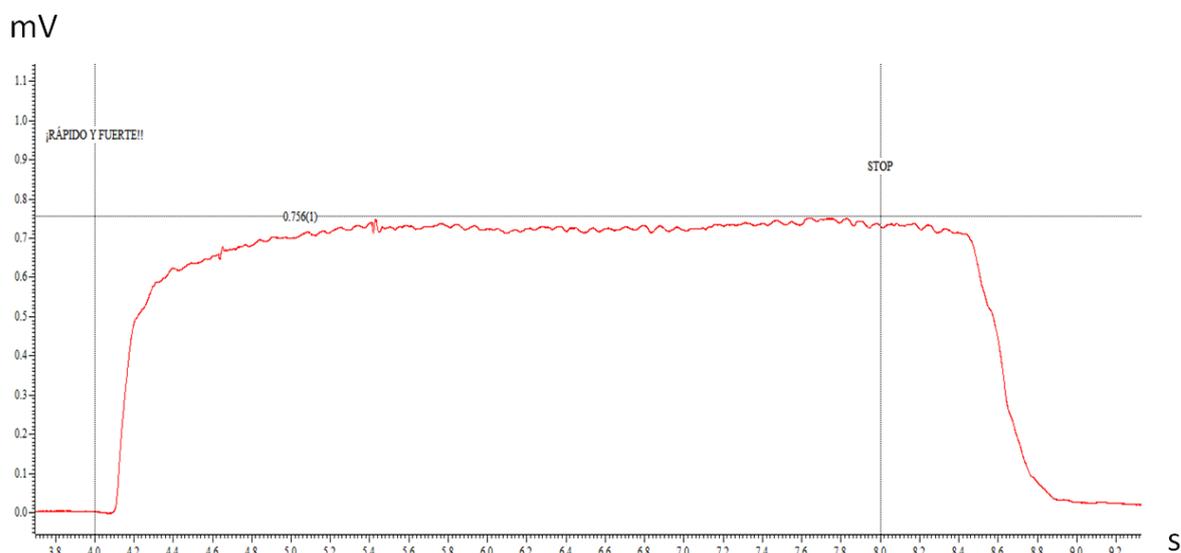


Figura 13. Registro de contracción isométrica máxima en el tren inferior

El análisis de esta variable se llevó a cabo en la repetición en la que se obtuvo la MVC. El cálculo se llevó a cabo para las ventanas temporales previamente citadas (0-50 ms, 0-100 ms y 0-200 ms) mediante la siguiente fórmula: $(\Delta \text{fuerza} / \Delta \text{tiempo})$ siendo 0 el inicio de la contracción isométrica. La determinación del inicio de la contracción fue realizada tras exportar mediante el software Signal (Candbridge Electronics Design, Cambridge, UK) los valores adquiridos mediante la célula de carga previamente descrita a una hoja de cálculo de Microsoft Excel (referencia). Cuando se detectaba un incremento constante e íntegramente positivo de los valores de fuerza comprobando que cada valor era mayor o igual que el anterior en una franja temporal de 50 ms, se tomaba como momento 0 el punto de inicio de la secuencia para el análisis mediante la fórmula descrita en líneas anteriores, siendo aplicada en cada ventana temporal (i.e. 0-50, 0-100; 0-200).

V.1.3.5.11. Percepción del esfuerzo

Al finalizar la última repetición de cada sesión, la repetición número 32, el participante asignaba un valor de la escala a la percepción de esfuerzo. Para realizar el análisis estadístico de esta variable se procedió a realizar el promedio de los valores asignados por cada sujeto para cada sesión en la escala OMNI-RES (0-10) (198).

V.1.3.6. **Análisis estadístico**

El análisis estadístico se realizó empleando el software SPSS 20 (IBM, Armonk, NY, USA). Los valores descriptivos se presentan como la media \pm SD. Para comprobar la distribución normal de las variables se llevó a cabo la prueba de Shapiro-Wilk, y la prueba de Leven para comprobar la homogeneidad de la varianza. Se realizó en el pretest el análisis de la varianza (ANOVA) de una vía y un factor (grupo) para la altura, edad, masa corporal e IMC para comprobar si existían diferencias entre grupos. La prueba *t* para muestras independientes se llevó a cabo para comparar la media de la pérdida de velocidad entre protocolos. Para analizar los efectos del entrenamiento se utilizó un ANOVA de dos vías con medidas repetidas (factor tiempo) y un factor intersujetos (factor grupo) para analizar los cambios producidos por el entrenamiento. Cuando se detectó una interacción significativa, se realizó un análisis *post-hoc* empleando una prueba *t* con ajuste de Bonferroni. Además, el tamaño del efecto (G de Hedge) con los intervalos de confianza del 95% para las comparaciones entre pretest y postest y entre grupos, se llevó a cabo para cada grupo y cada variable utilizando la escala de Cohen para interpretación: trivial ($g < 0.2$), pequeño ($0.2 \leq g < 0.5$) medio ($0.5 \leq g < 0.8$) o grande ($g \geq 0.8$). Además, se reportan los tamaños del efecto (eta cuadrados parciales (η^2)) para cada factor del ANOVA y el ANCOVA, considerando el efecto pequeño ($\eta^2 < 0.06$), medio ($0.06 \leq \eta^2 < 0.14$) y grande ($\eta^2 \geq 0.14$) (201). El nivel de significación se fijó en 0.05.

V.2. Resultados

V.2.1. 1RM

Segmento no entrenado

El ANOVA para el 1RM de la pierna no entrenada mostró efecto principal para el tiempo ($P=0.001$), siendo mayor a nivel global en el postest respecto al pretest, sin efecto principal del grupo ($P=0.998$) con interacción tiempo \times grupo ($P= 0.009$). Una vez realizado el análisis post hoc se observó un incremento significativo ($P= <0001$; ES= 0.253; 95% CI= [0.086, 0.421]) sólo para el grupo TT, en comparación con la medición realizada en el pretest. El incremento fue de 5.57kg, lo que representa una ganancia del 9.01% respecto al pretest, y un 66.67% respecto a la ganancia observada en el miembro entrenado.

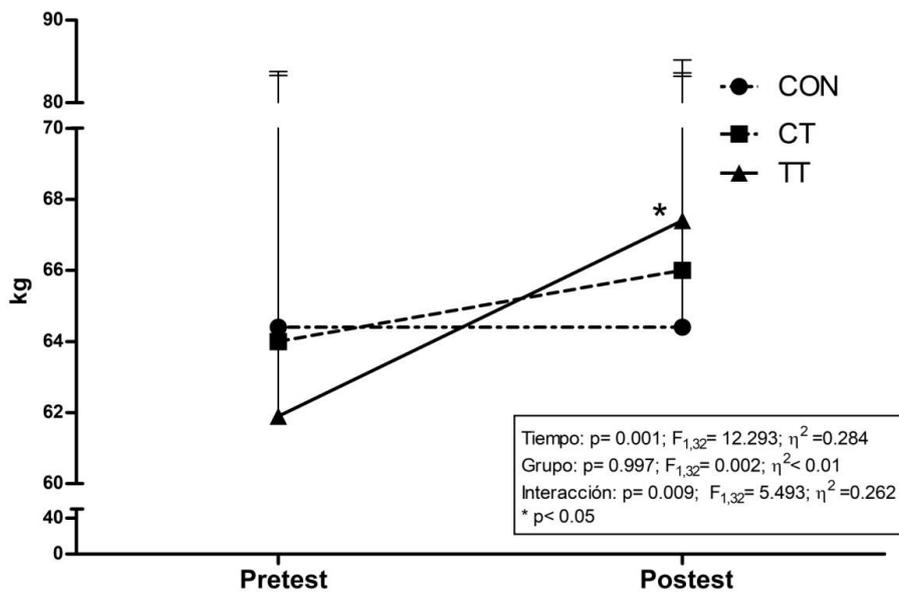


Figura 14. 1RM (kg) del segmento no entrenado.

CON: grupo control; CT: grupo de entrenamiento con configuración clúster; TT: grupo de entrenamiento con configuración tradicional. * Diferencia estadísticamente significativa en comparación con el pretest del grupo TT.

Segmento entrenado

Para el 1RM, el resultado de la ANOVA detecta un efecto significativo del factor tiempo ($P < 0.001$) mostrando incrementos globales en el posttest en comparación con el pretest, sin efecto del factor grupo ($P = 0.772$) con interacción tiempo \times grupo ($P < 0.001$). El análisis post hoc muestra un efecto significativo respecto al pretest para TT ($P < 0.001$; ES = 0.444; 95% CI = [0.291, 0.596]) y CT ($P < 0.001$; ES = 0.475; 95% CI = [0.300, 0.650]).

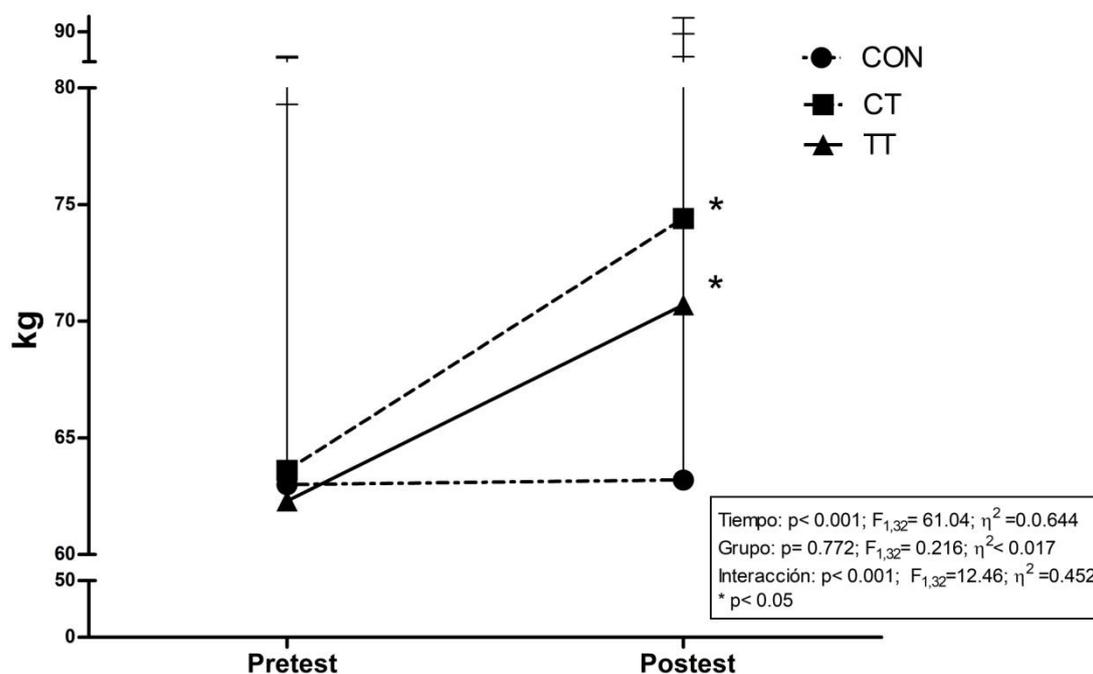


Figura 15. 1RM (kg) del segmento entrenado.

CON: grupo control; CT: grupo de entrenamiento con configuración clúster; TT: grupo de entrenamiento con configuración tradicional. * Diferencia estadísticamente significativa en comparación con el pretest de los grupos TT y CT.

V.2.2. Máxima potencia media de la fase propulsiva durante el test del 1RM

Segmento no entrenado

Para la variable PMP se ha detectado efecto principal para el factor tiempo ($P=0.003$), siendo mayor en el postest respecto al pretest a nivel global, pero no para el factor grupo ($P=0.987$), con una tendencia a la interacción tiempo \times grupo ($P=0.052$). El análisis *post hoc* muestra un incremento significativo en relación con el pretest sólo para el grupo TT ($P<0.001$; ES= 0.362; 95% CI= [0.171, 0.553]).

Tabla 19. Máxima potencia media de la fase propulsiva (W) del segmento no entrenado en el test del 1RM

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	130.7	320.1	235.1	70.6	$P= 0.003$ $F_{1,32}= 10.271$ $\eta^2=0.249$	$P= 0.987$ $F_{2,32}= 0.013$ $\eta^2=0.001$	$P=0.052$ $F_{2,32}= 3.254$ $\eta^2=0.174$
	POST	111.7	346.7	243.9	80.7			
CT n=10	PRE	113.6	357.5	233.7	88.3			
	POST	113.2	375.4	238.5	90.5			
TT n=14	PRE	99.8	367.4	226.6	74.4			
	POST	109.2	369.3	256*	77.6			

* $p<0.5$

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: postest.

Segmento entrenado

Para la PMP, una vez realizado en ANOVA se detectó efecto principal para el factor tiempo ($P < 0.001$) pero no para el factor grupo ($P = 0.892$). Se observó una interacción tiempo \times grupo ($P < 0.001$). Una vez realizado el análisis *post hoc* se detectó un incremento significativo en relación al pretest de los grupos CT ($P < 0.001$; ES= 0.570; 95% CI= [0.316, 0.823]) y TT ($P < 0.001$; ES= 0.580; 95% CI= [0.344, 0.815]).

Tabla 20. Máxima potencia media de la fase propulsiva (W) del segmento entrenado en el test del 1RM.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	127.6	357.4	243.070	75.5843	$P < 0.001$ $F_{1,32} = 35.507$ $\eta^2 = 0.534$	$P = 0.892$ $F_{2,32} = 0.115$ $\eta^2 = 0.007$	$P < 0.001$ $F_{2,32} = 11.316$ $\eta^2 = 0.422$
	POST	116.3	345.4	238.070	75.23			
CT n=10	PRE	131.3	336.5	231.300	77.8255			
	POST	127.4	389.4	282.810*	84.4686			
TT n=14	PRE	91.9	329.3	220.957	71.8502			
	POST	97.9	384.4	273.914*	86.7518			

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

V.2.3. Repeticiones con el 10RM

Segmento no entrenado

Para el miembro no entrenado no se ha detectado efecto principal para tiempo ($P = 0.139$) pero si para grupo ($P = 0.038$), por lo que el entrenamiento ha tenido efecto diferente entre grupos, con tendencia a la interacción tiempo \times grupo ($P = 0.052$). El análisis *post hoc* muestra un incremento estadísticamente significativo para el grupo TT ($P = 0.006$; ES= 0.759; 95% CI= [0.250, 1.268]) respecto al pretest y una diferencia significativa en la magnitud del cambio entre TT y CON en el posttest ($P = 0.034$; ES= 0.966; 95% CI= [0.136, 1.796]).

Tabla 21. Número de repeticiones 10RM del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	9	11	10	0			
	POST	8	11	10	1			
CT n=10	PRE	10	10	10	0	$P=0.139$ $F_{1,32}=2.302$ $\eta^2=0.069$	$P=0.038$ $F_{2,32}=2.794$ $\eta^2=0.191$	$P=0.052$ $F_{2,32}=3.251$ $\eta^2=0.173$
	POST	6	13	10	2			
TT n=14	PRE	10	10	10	0			
	POST	9	13	11* ‡	1			

‡ Dif sig respecto a CON en el postest

* $P \leq 0.05$

10RM: diez repeticiones máximas. CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: postest.

Segmento entrenado

Se detectó efecto principal para el factor tiempo ($P < 0.001$), mostrando diferencias a nivel global en el postest en comparación con el pretest, y para el factor grupo ($P = 0.023$), siendo esto cambios diferentes en función del entrenamiento realizado, con interacción tiempo \times grupo ($P = 0.003$). El análisis *post hoc* mostró un incremento en relación al pretest para los grupos CT ($P = 0.001$; ES = 0.389; 95% CI = [0.125, 0.654]) y TT ($P < 0.001$; ES = 0.704; 95% CI = [0.415, 0.992]), así como diferencias significativas entre CON y TT ($P = 0.006$; ES = 1.227; 95% CI = [0.305, 2.148]) y CON y CT ($P = 0.036$; ES = 2.650; 95% CI = [1.566, 3.734]) en el postest.

Tabla 22. Número de repeticiones 10RM del segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	10	11	10	0.4			
	POST	9	12	10	0.9			
CT n=10	PRE	10	10	10	0.1	$P < 0.001$ $F_{1,32}=24.941$ $\eta^2=0.446$	$P = 0.011$ $F_{2,32}=5.284$ $\eta^2=0.254$	$P = 0.003$ $F_{2,32}=7.059$ $\eta^2=0.313$
	POST	8	17	12.* ‡	2.4			
TT n=14	PRE	10	10	10	0.3			
	POST	11	16	13* ‡	1.6			

‡ Dif sig respecto a CON en el postest

* $P \leq 0.05$

10RM: diez repeticiones máximas. CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: postest.

V.2.4. Trabajo 10RM

Segmento no entrenado

No se detectaron efectos principales para el factor tiempo ($P=0.234$) ni para el factor grupo ($P=0.701$). Tampoco se observó interacción tiempo \times grupo ($P=0.302$).

Tabla 23. Trabajo del 10RM (J) del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	707.9	2379.8	1601.6	507.5			
	POST	828.0	2574.4	1627.5	585.7			
CT n=10	PRE	917.3	2293	1742	434.3	$P=0.234$ $F_{1,32}= 1.476$ $\eta^2=0.045$	$P= 0.701$ $F_{2,32}= 0.256$ $\eta^2=0.023$	$P= 0.302$ $F_{2,32}= 1.245$ $\eta^2=0.074$
	POST	531.0	2495.0	1735.8	623.9			
TT n=14	PRE	910.3	2431.2	1678.5	435			
	POST	1002.8	2629.2	1872.6	417			

* $P \leq 0.05$

10RM: 10 repeticiones máximas; CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

Segmento entrenado

Es esta variable se detectó efecto principal para el factor tiempo, pero no para el factor grupo, con interacción tiempo \times grupo ($P=0.003$). Una vez realizado el análisis *post hoc* se observó un incremento significativo respecto al pretest para los grupos CT ($P<0.001$; ES= 2.022; 95% CI= [1.042, 3.003]) y TT ($P<0.001$; ES= 0.690; 95% CI= [0.0.393, 0.987]).

Tabla 24. Trabajo del 10RM (J) del segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	650.8	2190.7	117.91	479.85	<i>P</i> <0.001 $F_{1,32}=45.173$ $\eta^2=0.593$	<i>P</i> = 0.324 $F_{2,32}=1.168$ $\eta^2=0.07$	<i>P</i> = 0.003 $F_{2,32}= 6.907$ $\eta^2=0.308$
	POST	733	2327	1697.36	580.7			
CT n=10	PRE	1017.9	2433.9	1668.82	445.81			
	POST	1017	2944	2262.62*	530.05			
TT n=14	PRE	795.7	2314.8	1699.83	483.74			
	POST	1143	3172	2163.66*	614.7			

**P* ≤ 0.05

10RM: 10 repeticiones máximas; CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

V.2.5. Fuerza isométrica máxima

Segmento no entrenado

Para el análisis de la FIM se obtuvieron resultados significativos tras la realización del ANOVA para el factor tiempo (*P*=0.019), siendo superiores los valores a nivel global en el posttest respecto al pretest, pero sin mostrar efecto del grupo ni interacción entre ambos factores.

Tabla 25. Fuerza isométrica máxima (N) del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=9	PRE	664.7	1592.6	1144	324.1	<i>P</i> = 0.019 $F_{1,28}=6.353$ $\eta^2=0.209$	<i>P</i> = 0.953 $F_{2,28}= 0.049$ $\eta^2=0.004$	<i>P</i> =0.742 $F_{2,28}=0.302$ $\eta^2=0.025$
	POST	693	1766.8	1284	339.2			
CT n=8	PRE	524.7	1767.3	1188.2	457.1			
	POST	609.94	1812.2	1249.6	464			
TT n=11	PRE	497.31	1835.6	1118	414.7			
	POST	478.65	1947.2	1216.9	446.9			

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

Segmento entrenado

Respecto al miembro entrenado, los resultados del ANOVA reportaron la misma información que para el miembro no entrenado, detectándose efecto principal para el factor tiempo ($P=0.001$), mostrando incremento a nivel global en el posttest en comparación con el pretest, pero no para el factor grupo ($P=0.797$), ni interacción tiempo \times grupo ($P= 0.352$).

Tabla 26. Contracción máxima voluntaria (N) del segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=9	PRE	695.15	1859.48	1198.5	438.8			
	POST	735.46	1833.75	1280.2	338			
CT n=8	PRE	540.09	1789.29	1246.1	461.9	$P= 0.001$ $F_{1,28}=14.568$ $\eta^2=0.378$	$P= 0.797$ $F_{2,28}= 0.230$ $\eta^2=0.019$	$P=0.352$ $F_{2,28}=1.09$ $\eta^2=0.083$
	POST	583.65	1921.31	1383.2	586.4			
TT n=11	PRE	384.52	1510.61	1058.3	309.1			
	POST	351.61	1800.05	1293.9	383.4			

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

V.2.6. Ratio de desarrollo de la fuerza

V.2.6.1. RFD 0-50 ms

Segmento no entrenado

El análisis de la varianza en referencia a esta variable reportó efectos principales para tiempo ($P<0.01$), siendo estadísticamente significativa la diferencia global en el posttest en comparación con el pretest, y para grupo ($P=0.029$). La interacción entre factores no arrojó resultados estadísticamente significativos.

Tabla 27. Ratio de desarrollo de la fuerza ($mV \cdot s^{-1}$) entre 0 – 50 ms del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=9	PRE	4.50	25.77	10.97	6.70			
	POST	1.79	18.58	7.94	5.22			
CT n=8	PRE	5.17	23.18	12.66	6.75	$P<0.001$ $F_{1,28}=16.289$ $\eta^2=0.404$	$P= 0.029$ $F_{1,28}=4.129$ $\eta^2=.0.256$	$P= 0.173$ $F_{1,28}=1.889$ $\eta^2=0.136$
	POST	1.79	19.07	6.08	5.70			
TT n=11	PRE	5.50	45.01	20.73	11.47			
	POST	0.69	17.99	9.30	5.55			

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

Segmento entrenado

En el miembro entrenado se detectó efecto principal para el factor tiempo ($P < 0.001$), existiendo diferencias en el posttest, en comparación con el pretest a nivel global, pero no para el factor grupo ($P = 0.576$) ni interacción entre ambos factores ($P = 0.758$)

Tabla 28. Ratio de desarrollo de la fuerza ($\text{mV}\cdot\text{s}^{-1}$) entre 0 – 50 ms del segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=9	PRE	1.03	40.41	12.07	12.21	$P < 0.001$ $F_{1,28} = 21.006$ $\eta^2 = 0.457$	$P = 0.576$ $F_{1,28} = 0.564$ $\eta^2 = 0.043$	$P = 0.758$ $F_{1,28} = 0.280$ $\eta^2 = 0.022$
	POST	0.71	11.61	4.59	3.49			
CT n=8	PRE	4.07	28.83	15.35	8.63			
	POST	1.04	7.79	4.37	2.29			
TT n=11	PRE	4.82	27.89	15.51	7.29			
	POST	0.29	26.51	6.75	7.24			

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

V.2.6.2. *RFD 0-100 ms**Segmento no entrenado*

Se detectó efecto principal tras el análisis de la varianza para el factor tiempo ($P=0.001$) presentando diferencias globales estadísticamente significativas en el posttest en comparación con el pretest, pero no efecto para el factor grupo ($P=0.247$) ni interacción tiempo \times grupo ($P=0.579$).

Tabla 29. Ratio de desarrollo de la fuerza ($\text{mV}\cdot\text{s}^{-1}$) entre 0 – 100 ms del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=9	PRE	4.46	21.93	11.70	5.87			
	POST	0.43	19.54	6.46	6.24			
CT n=8	PRE	4.34	19.47	13.01	5.16	$P= 0.001$ $F_{1,28}=15.45$ $\eta^2=0.392$	$P= 0.247$ $F_{1,28}=1.481$ $\eta^2=0.110$	$P= 0.579$ $F_{1,28}=0.560$ $\eta^2=0.045$
	POST	1.41	16.75	9.81	5.21			
TT n=11	PRE	5.61	37.21	17.14	9.06			
	POST	0.69	22.30	9.4	6.18			

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

Segmento entrenado

Para el miembro entrenado, al igual que en el no entrenado, se detectaron cambios a nivel global en el postest en comparación con el pretest, que fue detectado por la realización del ANOVA, que mostró efecto principal del tiempo ($P= 0.01$) pero no del grupo ($P= 0.911$) ni interacción entre factores ($P= 0.891$).

Tabla 30. Ratio de desarrollo de la fuerza ($\text{mV}\cdot\text{s}^{-1}$) entre 0 – 100 ms del segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=9	PRE	0.72	50.00	13.76	14.77			
	POST	0.48	0.72	8.35	4.91			
CT n=8	PRE	5.36	24.39	14.39	6.6	$P= 0.01$ $F_{1,28}=7.711$ $\eta^2=0.236$	$P= 0.911$ $F_{1,28}=0.093$ $\eta^2=0.007$	$P= 0.891$ $F_{1,28}=0.115$ $\eta^2=0.009$
	POST	0.01	16.31	7.63	5.36			
TT n=11	PRE	4.31	21.55	14.1	5.35			
	POST	1.21	26.89	9.66	8.35			

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: postest.

V.2.6.3. *RFD 0-200 ms**Segmento no entrenado*

El ANOVA reportó efecto principal para el factor tiempo ($P= 0.005$) siendo significativo a nivel global el cambio del posttest en comparación con el pretest. Por el contrario, el factor grupo no mostró efecto principal estadísticamente significativo ($P= 0.711$) ni tampoco se detectó interacción entre ambos factores ($P= 0.867$).

Tabla 31. Ratio de desarrollo de la fuerza ($mV \cdot s^{-1}$) entre 0 – 200 ms del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	TIEMPO	GRUPO	INTERACCIÓN
CON n=9	PRE	4.54	12.42	8.81	3.07			
	POST	2.27	12.23	7.20	3.70			
CT n=8	PRE	3.19	14.38	9.06	3.94	$P= 0.005$ $F_{1,28}=9.650$ $\eta^2=0.287$	$P= 0.711$ $F_{1,28}=0.345$ $\eta^2=0.028$	$P= 0.867$ $F_{1,28}=0.144$ $\eta^2=0.012$
	POST	0.04	13.04	7.35	5.14			
TT n=11	PRE	2.61	14.76	8.04	3.91			
	POST	1.85	9.71	5.74	2.55			

RFD: ratio de desarrollo de la fuerza; CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

Segmento entrenado

El mismo comportamiento que en el resto del análisis del RFD previos se reprodujo en esta variable. Se detectó efecto principal del factor tiempo ($P= 0.033$) siendo significativa la variación en los valores globales del postest en comparación con las valoraciones registradas en el pretest, mientras no se detectó efecto para el factor tiempo ($P= 0.888$) ni interacción tiempo \times grupo ($P= 0.647$)

Tabla 32. Ratio de desarrollo de la fuerza ($\text{mV}\cdot\text{s}^{-1}$) entre 0 – 200 ms del segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=9	PRE	2.54	14.32	8.95	4.13	$P= 0.033$ $F_{1,28}=5.093$ $\eta^2=0.169$	$P= 0.888$ $F_{1,28}=0.119$ $\eta^2=0.009$	$P= 0.647$ $F_{1,28}=0.443$ $\eta^2=0.034$
	POST	2.68	15.65	7.08	3.78			
CT n=8	PRE	3.76	14.38	9.49	4.1			
	POST	0.39	12.40	8.04	4.69			
TT n=11	PRE	1.99	14.03	8.31	3.54			
	POST	2.25	13.27	7.73	2.9			

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: postest.

V.2.7. Sección Transversal

Segmento no entrenado

Una vez realizado el ANOVA los resultados arrojaron la ausencia de efectos principales para los factores tiempo ($P= 0.212$) y grupo ($P= 0.380$). La interacción tiempo \times grupo mostró resultados no significativos ($P= 0.101$).

Tabla 33. Sección transversal (cm) del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	1.9	2.9	2.5	0.3	$P= 0.212$ $F_{1,22}= 1.653$ $\eta^2=0.07$	$P= 0.380$ $F_{2,22}= 1.013$ $\eta^2=0.084$	$P=0.101$ $F_{2,22}= 2.548$ $\eta^2=0.188$
	POST	1.9	2.9	2.5	0.4			
CT n=10	PRE	2.1	3.1	2.4	0.3			
	POST	2.3	3.2	2.6	0.3			
TT n=14	PRE	1.7	3.3	2.7	0.5			
	POST	1.8	3.1	2.7	0.5			

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: postest.

Segmento entrenado

No se detectaron efectos principales para los factores tiempo ($P= 0.647$) ni grupo ($P= 0.809$). La interacción tiempo \times grupo no resultó significativa ($P= 0.394$) para esta variable.

Tabla 34. Sección transversal (cm³) del segmento no entrenado

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	2.1	3.3	2.6	0.4	$P= 0.647$ $F_{1,22}= 0.215$ $\eta^2=0.01$	$P= 0.809$ $F_{2,22}= 0.215$ $\eta^2=0.019$	$P=0.394$ $F_{2,22}= 0.973$ $\eta^2=0.081$
	POST	2.	3.1	2.5	0.4			
CT n=10	PRE	2.1	3.1	2.5	0.3			
	POST	2.3	3.1	2.6	0.2			
TT n=14	PRE	2	3.43	2.7	0.4			
	POST	2.2	3.3	2.6	0.4			

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: postest.

V.2.8. Ángulo de peneación

Segmento no entrenado

En referencia al análisis del ángulo de peneación para el miembro no entrenado, no se detectaron efectos principales para los factores tiempo ($P= 0.118$) ni grupo ($P= 0.811$), ni interacción tiempo \times grupo ($P= 0.416$).

Tabla 35. Ángulo de peneación (grados) del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	13	21	16.1	2.5			
	POST	13	19	16	1.9			
CT n=10	PRE	13	20	16	2.1	$P= 0.118$ $F_{1,22}= 2.641$ $\eta^2=0.107$	$P= 0.811$ $F_{2,22}= 0.211$ $\eta^2=0.019$	$P=0.416$ $F_{2,22}= 0.913$ $\eta^2=0.077$
	POST	14	19	17.1	2			
TT n=14	PRE	12	20	15.2	2.5			
	POST	12	21	16.6	3			

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

Segmento entrenado

Una vez realizado en ANOVA, no se observó efecto principal para el factor tiempo ($P= 0.636$) ni el factor grupo ($P= 0.142$). Tampoco se detectó interacción tiempo \times grupo ($P= 0.142$).

Tabla 36. Ángulo de peneación (grados) del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	10.00	18.00	14.9	3.14			
	POST	13.00	19.00	16	1.87			
CT n=10	PRE	12.00	19.00	16.12	2.59	$P= 0.636$ $F_{1,22}= .230$ $\eta^2=0.01$	$P= 0.55$ $F_{2,22}= 0.615$ $\eta^2=0.053$	$P= 0.142$ $F_{2,22}= 2.133$ $\eta^2=0.162$
	POST	11.00	20.00	17.	3.42			
TT n=14	PRE	14.00	22.00	17.12	2.85			
	POST	14.00	19.00	15.87	1.81			

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

V.2.9. Estimación del volumen del muslo

Segmento no entrenado

No se detectó efecto principal para el factor tiempo ($P= 0.342$) ni grupo ($P= 0.760$), así como tampoco interacción significativa entre dichos factores ($P= 0.403$)

Tabla 37. Volumen estimado (cm³) del muslo del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	3626.4	9833.7	7527.6	1828.8	$P= 0.342$ $F_{1,22}= 0.939$ $\eta^2=0.038$	$P= 0.760$ $F_{2,22}=0.278$ $\eta^2=0.023$	$P=0.403$ $F_{2,22}=0.944$ $\eta^2=0.073$
	POST	3698.2	9855.5	7546.4	1830.9			
CT n=10	PRE	4799.4	9269.5	7647.5	1865.2			
	POST	4623.2	9456.2	7595.5	1873.1			
TT n=14	PRE	5245.2	8810.5	7299.2	1302			
	POST	503.8	8703.9	6795.9	2312			

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

Segmento entrenado

EL resultado del ANOVA no mostró efectos principales para los factores tiempo y grupo ($P= 0.856$ y $P= 0.734$ respectivamente). Tampoco se detectó interacción tiempo \times grupo ($P= 0.571$).

Tabla 38. Volumen estimado (cm³) del muslo del segmento entrenado

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	6008.8	10111.5	7735.4	1352.4	$P= 0.856$ $F_{1,22}= 0.034$ $\eta^2=0.001$	$P=0.734$ $F_{2,22}=0.313$ $\eta^2=0.025$	$P=0.571$ $F_{2,22}=0.573$ $\eta^2=0.046$
	POST	5957.2	10068.2	7705.4	1343.5			
CT n=10	PRE	4728.4	9067.1	7360.5	1792.7			
	POST	4798.5	8956.2	7392.3	1740.9			
TT n=14	PRE	4948.9	8847.7	7227.8	1388.2			
	POST	4759.2	8886.4	7213.5	1401.8			

CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

V.2.10. Pérdida de velocidad durante la fase de intervención.

El resultado de la prueba t mostró diferencias significativas ($P < 0.001$) entre los grupos de intervención TT y CT, en relación con la pérdida de velocidad. en término absolutos, TT perdió

0,1006 ± 0.06 m/s, mientras que CT acabó 0.0036 ± 0.06 m/s más rápido, lo que en términos relativos indica que TT perdía un 20.38% frente a CT, que acababa un 1.77% más rápido.

V.2.11. Esfuerzo percibido

La prueba *t* para muestras independientes detectó diferencias significativas ($P= 0.01$) en el promedio de la percepción de esfuerzo de las sesiones de entrenamiento. Los valores fueron 5.75 ± 1.29 y 7.66 ± 1.16 para CT y TT respectivamente.

V.2.12. Tiempo bajo tensión

Se encontró tras la realización de la prueba *t* una diferencia estadísticamente significativa ($P= 0.046$) entre CT ($2543.9 \pm 1807,1$ s) y TT (28230.2 ± 3865.8 s).

VI. Discusión

El objetivo principal de los estudios que conforman esta tesis doctoral fue comparar el efecto de dos tipos de entrenamiento unilaterales, con la misma relación trabajo-pausa, pero con distinta configuración de la serie, sobre el miembro no entrenado, tanto en tren superior como en el inferior. Se analizaron diferentes aspectos relacionados con la fuerza a nivel mecánico (1RM, 10RM, trabajo durante el 10RM, MVC, pérdida de velocidad, etc.), estructural (ST de tren superior e inferior, ángulo de pennación del músculo VL y volumen del muslo), neural (RFD) y de percepción de esfuerzo (RPE).

Los principales resultados obtenidos fueron:

- a) El entrenamiento tradicional genera una transferencia de fuerza dinámica máxima (1RM) estadísticamente significativa al miembro no entrenado tanto en el tren superior como en el inferior, frente al entrenamiento clúster, que solo tiene efecto significativo en el miembro entrenado para el tren inferior, y una tendencia ($p = 0.052$) para el tren superior, sin efecto alguno sobre el miembro no entrenado.
- b) La ganancia de fuerza se produjo sin encontrar ninguna modificación estructural en la musculatura implicada en los ejercicios seleccionados.
- c) El entrenamiento tradicional produce modificaciones en los niveles de activación neural en el miembro no entrenado analizados a través del RFD en el tren superior, pero no en el tren inferior.

Estos hallazgos nos muestran que cuando se modifica la configuración de la serie (i.e. CST vs. CSC), empleando el mismo volumen y equiparando la relación trabajo-pausa, las series más largas, que producen una mayor pérdida de velocidad, generan una transferencia de fuerza máxima al miembro no entrenado, en ausencia de modificaciones estructurales.

Nuestros resultados van en la línea de los descritos por Manca *et al.* en el metaanálisis publicado en 2017 (15). Se encontraron comportamientos similares tanto para el tren superior como el inferior en cuanto al 1RM. Para el tren superior, en el miembro no entrenado, solo el TT mejora un 7.3% respecto al pretest (+ 2.1 kg), lo que representa un 80.1% de la ganancia del segmento entrenado. El metaanálisis citado reporta un incremento del 9.4% para el tren superior. En el miembro entrenado, se encontró un incremento de la fuerza para el TT del 10.4% respecto al pretest (+ 2.8 kg) y una tendencia (0.052) para el CT, representando un 3.4%. Los estudios previos muestran incrementos significativos en el entrenamiento clúster en diferentes

grupos musculares (19,20,161,166). Además, la ganancia de fuerza máxima en el miembro entrenado de forma crónica fue observada tanto en la CST como en la CSC (24,190,191,203).

Respecto al tren inferior, en el miembro entrenado se obtuvo una mejora tanto en el TT como en el CT, en la línea de lo encontrado en estudios previos sobre los efectos de diferentes configuraciones de la serie (19,20). En el miembro no entrenado hubo un incremento de 5.57 kg para el grupo de TT (un 9.01% respecto al pretest, lo que representa un 66.67% de la ganancia en el miembro entrenado); estos resultados concuerdan con los de investigaciones previas (5,11,49), que muestran un comportamiento similar en los niveles de transferencia de fuerza máxima al miembro no entrenado tras entrenamientos unilaterales con acumulación de fatiga durante la intervención.

Continuando con el análisis del rendimiento mecánico, abordamos a continuación el estudio de la potencia en relación al CE. Hasta donde alcanza nuestro conocimiento de la bibliografía, este es el primer estudio que analiza la transferencia de la potencia a partir de un entrenamiento unilateral. La máxima potencia media de la fase propulsiva en el tren inferior se aumentó en el miembro entrenado, tanto con el TT como con el CT, al igual que reporta la bibliografía que analiza de forma crónica los efectos de las diferentes configuraciones de la serie (19,22,158,163). En el miembro no entrenado se produjo una tendencia a la interacción de 0.052, que presenta un incremento con el TT. Esta tendencia en el miembro no entrenado puede ser debida a la ganancia de fuerza máxima en el entrenado, ya que, según Manca *et al.* (15), la transferencia al segmento no entrenado es proporcional a la ganancia obtenida en el miembro entrenado. Cabe pensar que lo mismo sucedería con la potencia, pues al disponer de más de más fuerza máxima, se podría realizar el movimiento con una velocidad mayor, lo que se traduciría en más potencia. Es probable que si se hubiese realizado un entrenamiento más prolongado en el tiempo, se podrían haber producido aumentos significativos en la potencia. Respecto al tren superior, se observó una tendencia a la interacción ($P= 0.083$) con un efecto principal del factor tiempo ($P<0.001$) en el miembro entrenado, así como un efecto del factor tiempo en el no entrenado ($P= 0.014$). Puede que el menor número de repeticiones en cada sesión (32 en tren inferior vs. 30 en tren superior) conlleve este menor efecto sobre los niveles de potencia. Además, se sabe que la transferencia de fuerza máxima es mayor en el tren inferior (16.4%) que en el tren superior (9.4%) (15) y, por lo que ya hemos antes, la diferencia en la fuerza máxima entre los miembros superior e inferior pueden explicar la diferencia en la potencia.

A la hora de evaluar los niveles de transferencia de la fuerza al miembro no entrenado, existen diferencias en función de los regímenes de contracción (38,47,204), y la especificidad de la tarea también juega un papel importante. Esto quiere decir que cuando el entrenamiento se realiza, por ejemplo, con un régimen de contracción isométrico, las ganancias producidas serán observadas en los test que midan específicamente la fuerza de contracción isométrica (9,204). En este sentido, nuestros resultados concuerdan con la afirmación de que existe ese factor que condiciona la transferencia entre el ejercicio realizado y el test empleado para la valoración del tipo de fuerza (9,57,205): no hemos hallado incrementos significativos de la MVC en el miembro no entrenado ni en el tren superior ni en el inferior; pero sí encontramos incrementos en el ejercicio de flexión de codo en el miembro entrenado en el grupo TT. El incremento en el tren superior en el segmento entrenado puede deberse a la posición en la que se testó el ejercicio, 90º de flexión de codo y 90º el hombro, que se corresponde con el ángulo en el que los flexores del codo puede generar una mayor fuerza de contracción. La velocidad de fallo muscular en el 1RM se sitúa en torno a los $0.09 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, próxima a la contracción isométrica, lo que podría ser motivo de patrones similares de demanda de reclutamiento. El hecho de que se obtengan incrementos en el entrenado, pero no en el no entrenado, confirmaría la teoría de la especificidad (9,57,205) respecto al entrenamiento realizado y la medición de la transferencia al no entrenado anteriormente mencionada. Por otro lado, el ejercicio de extensión de rodilla no presentó incrementos en la fuerza isométrica máxima en ninguno de los grupos, mostrando el mismo comportamiento que en el estudio llevado a cabo por Iglesias-Soler *et al.* (19). La diferencia entre el tren superior y el inferior puede deberse a la diferente implicación de los grupos musculares en el movimiento. Durante la extensión de la rodilla entran en juego un mayor número de músculos que tienen un ángulo de generación de la máxima fuerza en diferentes posiciones, y al realizarse la medición de la fuerza isométrica máxima en una posición fija, frente al entrenamiento dinámico en la totalidad del recorrido articular, puede no identificar la suma de la fuerza de la totalidad de la musculatura implicada en el ejercicio dinámico. Por el contrario, en el ejercicio de flexión del codo, la angulación a la que se hace la valoración isométrica coincide aproximadamente con el ángulo de mayor aplicación de la fuerza para ese ejercicio y para la musculatura implicada, por lo que la forma en que se evaluó la fuerza isométrica máxima sería más apropiada para este grupo muscular.

Algo similar ocurre con el análisis de la resistencia muscular a través del n10RM y del trabajo mecánico durante este test. Se encuentran incrementos en el miembro entrenado, pero

no en el contralateral no entrenado. En el miembro entrenado, se produce una mejora significativa en el tren superior con el TT y muestra una tendencia con el CT; mientras que en el tren inferior la mejora es significativa con ambos tipos de entrenamiento. En el miembro no entrenado en cambio no se han encontrado incrementos significativos en el n10RM, por lo que se podría afirmar que el entrenamiento de fuerza del miembro entrenado podría concebirse como un aprendizaje específico de los patrones de reclutamiento de las fibras musculares (1,204). Por lo tanto, se podría pensar que el CT y el TT, aparte de diferentes niveles de acumulación de fatiga, provocan diferentes patrones de reclutamiento y producen diferentes adaptaciones. En este sentido, los estudios sobre la configuración de la serie han encontrado incrementos significativos en el tren inferior en el trabajo realizado durante el posttest (19) en el miembro entrenado, al igual que el llevado a cabo en esta tesis. Esta resistencia muscular no se ve transferida al miembro no entrenado, lo que se puede deber a diferentes motivos: a) que el incremento de la resistencia muscular sea el resultado de la mediación de aspectos metabólicos, mientras que la ganancia de fuerza máxima en el 1RM tenga un componente más neural, lo que explicaría que haya una transferencia de la fuerza máxima y no un incremento significativo del n10RM; b) que el tiempo necesario para producir un incremento estadísticamente significativo en la transferencia de la resistencia muscular con el TT al miembro no entrenado sea mayor. El análisis del número de repeticiones mostró una tendencia a la interacción en el tren inferior ($P=0.052$), así como efecto principal del factor grupo ($P= 0.038$). El incremento en el número de repeticiones en términos absolutos mostró un tamaño del efecto medio ($ES= 0.759$) lo que se traduce en una tendencia hacia una mejora de la resistencia muscular en el tren inferior en el segmento no entrenado. Respecto al tren superior, se observó un efecto significativo del factor tiempo ($P= 0.047$); además, en términos absolutos un incremento de casi tres repeticiones con el TT en el posttest. Puede que un entrenamiento próximo al fallo muscular con una mayor duración resulte en unos efectos de transferencia de resistencia muscular estadísticamente significativa hacia el miembro no entrenado. Esta hipótesis iría en la línea de que en las primeras fases del entrenamiento las ganancias en los niveles de fuerza se deben a aspectos neurales más que estructurales (41,42,206); estos últimos también estaría promovidos por procesos metabólicos. Por lo tanto, sería necesario diseñar intervenciones de mayor duración para poder comprobar si la resistencia muscular también podría transferirse al miembro no entrenado. Además, podría suceder que empezar el test del 10RM con una mayor velocidad de ejecución, como consecuencia de un incremento del 1RM, permitiese realizar un mayor número de repeticiones: considerando que la velocidad de fallo para un sujeto y grupo muscular suele

mantenerse estable, disponer de una velocidad inicial mayor aumentaría el rango de velocidad desde la primera repetición hasta el fallo muscular.

Las adaptaciones en los niveles de fuerza encontradas en estudios previos, sean en el miembro superior o inferior, no se acompañaron de modificaciones estructurales, de sección transversal o de volumen musculares (204). La totalidad de la evidencia publicada coincide en que las ganancias de fuerza en el miembro no entrenado tras un entrenamiento unilateral del contralateral se producen en ausencia de cambios en la estructura muscular (13,47,109,207). En cuanto al miembro entrenado, ni nuestro estudio, ni la mayoría de la bibliografía consultada, encuentra modificaciones morfológicas o estructurales, excepto un estudio reciente de Andrushko *et al.* (38) en el que se informa de un incremento en la sección transversal del músculo. La diferencia puede residir en que número de sesiones y la duración de la intervención que en este último caso fueron mayores, o incluso en el músculo entrenado y evaluado, que fue el extensor cubital del carpo, un músculo muy pequeño que con un trabajo extremadamente específico puede responder al estímulo en forma de hipertrofia. Además, la medición a través de una tomografía axial computarizada (TAC) (38) puede tener una mayor sensibilidad que la ultrasonografía.

La pérdida de velocidad es un buen indicador de los niveles de fatiga y producción metabólica durante el ejercicio (26). La pérdida de velocidad en el TT es significativamente mayor que en el CT, tanto en el tren superior (204) como el inferior (20,143). Sabemos que la configuración de la serie afecta a diversos aspectos como la implicación metabólica, hormonal y de la sesión (156,157,187,191), y que guarda una correlación directa con el RPE (21,182,185), que se ha demostrado que es una herramienta fiable para la valoración subjetiva del esfuerzo durante el entrenamiento de fuerza (176). En nuestros estudios, la percepción de fatiga en el miembro inferior entrenado ha sido significativamente mayor con el TT que con el CT; en el miembro superior se identifica una tendencia ($p=0.058$) en el mismo sentido. La mayor percepción del esfuerzo en el tren inferior respecto al superior puede ser debida a que las series del TT en el miembro inferior supusieron una mayor intensidad del esfuerzo (4 series de 8 repeticiones al 10 RM) que en el miembro superior (5 series de 6 repeticiones al 10RM). Además, el OMNI-RES es más fiable cuando se refiere a una sesión completa que cuando se promedian las valoraciones de todas las series (196) y, en nuestro caso, el TT del tren inferior constaba de 32 repeticiones y el del superior de 30. A todo ello se podría añadir que la mayor masa muscular

del miembro inferior podría suponer un incremento más importante de la respuesta metabólica.

La ausencia de modificaciones estructurales en la musculatura del miembro no entrenado que gana fuerza (204,208) respalda que la causa del fenómeno del CE sean las adaptaciones neurales. El análisis del RFD permite detectar cambios agudos y crónicos en la función neuromuscular (209,210) y conocer si existen cambios en los perfiles de activación neural durante la producción de fuerza isométrica máxima (211). Van Cutsem *et al.* (212) encontraron que un incremento del RFD se asocia con un incremento de la frecuencia de descarga de “dobletes” (activación de la unidad motora entre los períodos observados, aproximadamente cada 10 ms), desde un 5 % antes de la intervención hasta un 33 % tras la fase de entrenamiento. El tiempo entre cada activación se redujo a 2-5 ms durante el inicio de las contracciones balísticas, lo que implica un incremento de la frecuencia de descarga. Las diferencias en el RFD durante las fases iniciales del movimiento (i.e., 50 – 250 ms) pueden ser el resultado de la modificación de los niveles de activación neural (58,213). Además, se ha observado una correlación entre la activación de la musculatura agonista y el torque generado durante los 40 ms iniciales en una contracción explosiva, por lo que Ruiters *et al.* (214) concluyen que en esta ventana temporal el RFD es consecuencia de cambios en la activación muscular y no en la velocidad de contracción muscular. En nuestro caso, hemos encontrado modificaciones significativas en el RFD evaluado en ambos miembros superiores. En los períodos entre 0 – 50 y 0 – 100 ms, hubo efectos significativos para el CT en el miembro entrenado pero no en el contralateral; en cambio, con el TT sí se observó un incremento en el no entrenado, sin variaciones en el entrenado. Las modificaciones en el miembro entrenado con el CT pueden estar relacionadas con una velocidad de contracción superior durante la fase de intervención en cada repetición, lo que demandaría una mayor activación neural (214) en cada contracción que no vería afectada por la fatiga, y podría generar un patrón de aprendizaje de la tarea. Estos resultados van en la línea de los obtenidos por Carr *et al.* (215) que encontraron incrementos en el RFD entre los 0 y 50 ms en los flexores de codo tras tres semanas de entrenamiento. Las mejoras producidas por el TT en el miembro no entrenado pueden ser debidas a la novedad de la tarea: el mayor margen de entrenabilidad del miembro no dominante lo haría más sensible al estímulo del entrenamiento. Además, es lógico pensar que el incremento de los niveles de fuerza isométrica máxima en el miembro entrenado tenga efecto sobre la valoración del RFD en el segmento no entrenado. En el caso del tren inferior no existieron modificaciones ni en la MVC

ni en el RFD, lo que concuerda con los resultados obtenidos previamente en un ejercicio unilateral de extensión de rodilla (19).

Los principales mecanismos de adaptación que pueden provocar un incremento del 1RM en el miembro no entrenado residen hipotéticamente a nivel del sistema nervioso central, principalmente en estructuras supraespinales (10,13,47). Estas adaptaciones incluyen cambios como el incremento de la excitabilidad cortical, reducción de la inhibición cortical, reducción en la inhibición interhemisférica, cambios en la VA y activación de nuevas regiones corticales (47,48,216). Esta hipótesis se vería respaldada, en parte, por nuestros propios resultados, en los que se observan ganancias en el 1RM que no se acompañan de modificaciones estructurales en la musculatura implicada (204) y que coinciden con los de otros autores (9,36,97,109). Al mismo tiempo, sí hemos encontrado modificaciones en el RFD, que se considera un indicador fiable de las adaptaciones neurales (58,211,213).

El incremento del RFD en el segmento no entrenado con el TT, sin modificaciones estructurales, reflejaría una mayor capacidad de activación neural en la primera fase del ejercicio. La capacidad para generar fuerza más rápido permitiría vencer con más facilidad la inercia inicial de la carga de 1RM y podría explicar el aumento del 1RM que se produjo en el miembro no entrenado con el TT. Una vez más podríamos asumir que el entrenamiento constituye un modelo de aprendizaje específico para la capacidad del reclutamiento de las fibras musculares promovido por adaptaciones neurales. De ser así, se respaldaría la hipótesis de las modificaciones en los centros nerviosos superiores producidas por la plasticidad neural en diferentes regiones del encéfalo asociadas con el aprendizaje motor (9,47,217). Entre ellas, el cerebelo, que media en el aprendizaje y la corrección de las tareas motrices. En las series de configuración larga, el cerebelo intervendría de una forma más continuada, mientras que en las series de configuración corta su papel sería más intermitente. Las series largas también implican una mayor reducción de la coactivación agonista-antagonista y una reducción en los niveles de inhibición intracorticales (111) que favorece la generación de fuerza y el aprendizaje de tareas.

A modo resumen, los incrementos en el 1RM en el grupo TT en el miembro no entrenado, en ausencia de modificaciones estructurales, nos confirman que la ejecución de configuraciones de la serie largas que acumulen fatiga son determinantes para la obtención de incrementos significativos en los niveles de fuerza máxima en el miembro no entrenado. Esto, combinado con la identificación de cambios en el RFD, sin incremento de la fuerza isométrica

máxima, nos indica que esas modificaciones en los niveles de activación neural son evidentes y específicas de la tarea realizada durante la fase de intervención, generan una mayor capacidad de producción de fuerza por unidad de tiempo y cambian los patrones de reclutamiento.

VII. Conclusiones

Tras analizar los resultados encontrados en los estudios realizados y después de haber contrastado con la bibliografía, se presentan a continuación las conclusiones siguiendo la estructura presentada en el epígrafe de objetivos e hipótesis, comenzando por las conclusiones generales de la tesis, y posteriormente según los objetivos e hipótesis de cada estudio

VII.1. Conclusión general de la tesis

El entrenamiento de fuerza empleando una configuración de la serie tradicional genera, en mayor magnitud, la aparición del fenómeno de *cross education* en comparación con un entrenamiento con una configuración de la serie clúster, tanto en el tren superior como en el tren inferior.

VII.2. Conclusiones estudio 1: la configuración de la serie en el entrenamiento unilateral y el fenómeno de *cross education* en el tren superior

VII.2.1. Conclusión general

Un entrenamiento unilateral en el tren superior de 5 semanas de duración con el segmento dominante empleando una configuración de la serie tradicional, resulta en un mayor efecto del fenómeno de *cross education*, frente a una configuración de la serie clúster, ambas equiparadas en la relación trabajo-pausa.

VII.2.2. Conclusiones específicas

Un entrenamiento unilateral de los flexores del codo, de 5 semanas de duración, realizado con el segmento dominante, con una configuración de la serie tradicional, produce un incremento en los niveles de fuerza dinámica máxima en el segmento no entrenado, en comparación con una configuración de la serie clúster.

Tras realizar un programa de entrenamiento unilateral de los flexores del codo, de 5 semanas de duración, realizado con el segmento dominante, no se obtiene una mejora de la resistencia muscular en el segmento no entrenado con independencia del uso de una configuración de la serie tradicional o clúster.

El entrenamiento de los flexores del codo realizado durante 5 semanas con el segmento dominante no produce un incremento en los niveles de fuerza isométrica máxima en el segmento contralateral no entrenado con independencia del uso de una configuración de la serie tradicional o clúster.

El entrenamiento de fuerza de los flexores del codo realizado con el segmento dominante durante 5 semanas no produce modificaciones en la sección transversal del bíceps braquial del segmento entrenado ni en el no entrenado, con independencia del uso de una configuración de la serie tradicional o clúster.

VII.3. Conclusiones estudio 2: la configuración de la serie en el entrenamiento unilateral y el fenómeno de *cross education*

VII.3.1. Conclusión general

Un entrenamiento unilateral de los extensores de rodilla de 5 semanas de duración con el segmento dominante, empleando una configuración de la serie tradicional, resulta en un mayor efecto de *cross education*, en comparación con una configuración de la serie clúster.

VII.3.2. Conclusiones específicas

Un entrenamiento unilateral de los extensores de la rodilla de 5 semanas de duración, realizado con el segmento dominante con una configuración de la serie tradicional, produce un incremento en los niveles de fuerza dinámica máxima en el segmento no entrenado, en comparación con a una configuración de la serie clúster.

Tras realizar un programa de entrenamiento unilateral de los extensores de la rodilla de 5 semanas de duración sobre el segmento dominante, no se obtiene una mejora de la resistencia muscular en el segmento no entrenado con independencia del uso de una configuración de la serie tradicional o clúster.

Un entrenamiento unilateral de los extensores de la rodilla de 5 semanas de duración empleando el segmento dominante, no produce un incremento en los niveles de fuerza isométrica máxima en el segmento contralateral no entrenado, con independencia del uso de una configuración de la serie tradicional o clúster.

El entrenamiento de los extensores de la rodilla de 5 semanas de duración con el segmento dominante no produce modificaciones en la sección transversal ni en el ángulo de peneación en el vasto lateral del segmento entrenado ni en el no entrenado, con independencia del uso de una configuración de la serie tradicional o clúster.

VIII. Futuras líneas de investigación

Durante el proceso de investigación que envuelve los trabajos desarrollados para la realización de esta tesis doctoral, han surgido una serie de temáticas que considero importantes de cara a profundizar en el conocimiento acerca del fenómeno de *cross education*.

- Realizar estudios de mayor duración con adaptación de la intensidad de la carga durante el mismo.
- Llevar a cabo investigaciones empleando técnicas de oclusión para comprobar el efecto sobre el CE.
- Profundizar en el análisis de las adaptaciones neurofisiológicas explicativas del fenómeno de cross education (onda M y VA) y del posible modulador sobre las mismas de la configuración de la serie.

IX. Referencias

1. Carroll TJ, Riek S, Carson RG. Neural adaptations to resistance training: Implications for movement control. *Sport Med.* 2001;31(12):829–40.
2. Organización Mundial de la Salud. Recomendaciones mundiales sobre actividad física para la salud. Ginebra; 2010.
3. Folland JP, Williams AG. The Adaptations to Strength Training Increased Strength. *Sport Med.* 2007;37(2):145–68.
4. Clark BC. Cast Immobilization increases long-interval intracortical inhibition. *Muscle Nerve.* 2010;42(3):363–72.
5. Farthing JP, Krentz JR, Magnus CR a. Strength training the free limb attenuates strength loss during unilateral immobilization. *J Appl Physiol.* 2009 Mar;106(3):830–6.
6. Kofotolis ND, Kellis E. Cross-training effects of a proprioceptive neuromuscular facilitation exercise programme on knee musculature. *Phys Ther Sport.* 2007;8(3):109–16.
7. Farthing JP, Krentz JR, Magnus CR a, Barss TS, Lanovaz JL, Cummine J, et al. Changes in functional magnetic resonance imaging cortical activation with cross education to an immobilized limb. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(33):1394–405.
8. Magnus CR a, Arnold CM, Johnston G, Dal-Bello Haas V, Basran J, Krentz JR, et al. Cross-education for improving strength and mobility after distal radius fractures: A randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2013;94(7):1247–55.
9. Lee M, Carroll TJ. Cross education: Possible mechanisms for the contralateral effects of unilateral resistance training. *Sport Med.* 2007;37(1):1–14.
10. Carroll TJ, Herbert RD, Munn J, Lee M, Gandevia SC. Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. *J Appl Physiol.* 2006;101(5):1514–22.
11. Carroll TJ, Herbert RD, Munn J, Lee M, Gandevia SC. Contralateral effects of unilateral strength training: Evidence and possible mechanisms. Vol. 101, *Journal of Applied Physiology.* 2006. p. 1514–22.
12. Scripture EW. One the education of muscular control and power. *virtual Lab.* 1894;(2):114–9.
13. Farthing JP, Borowsky R, Chilibeck PD, Binsted G, Sarty GE. Neuro-physiological adaptations associated with cross-education of strength. *Brain Topogr.* 2007;20(2):77–88.
14. Manca A, Hortobágyi T, Rothwell J, Deriu F. Neurophysiological adaptations in the untrained side in conjunction with cross-education of muscle strength: a systematic review and meta-analysis. *J Appl Physiol.* 2018 Jun 1;124(6):1502–18.
15. Manca A, Dragone D, Dvir Z, Deriu F. Cross-education of muscular strength following unilateral resistance training: a meta-analysis. *Eur J Appl Physiol.* 2017;117(11):1–20.
16. Magnus CRA, Barss TS, Lanovaz JL, Farthing JP. Effects of cross-education on the muscle after a period of unilateral limb immobilization using a shoulder sling and swathe. *J Appl Physiol.* 2010;109(6):1887–94.
17. Farthing JP, Zehr EP. Restoring symmetry: Clinical applications of cross-education. *Exerc Sport Sci Rev.* 2014;42(2):70–5.
18. Pearce AJ, Henty A, Bowen WA, Kidgell DJ. Corticospinal adaptations and strength maintenance in the immobilized arm following 3 weeks unilateral strength training. *Scand J Med Sci Sport.* 2013;23(6):740–8.
19. Iglesias-Soler E, Mayo X, Río-Rodríguez D, Carballeira E, Fariñas J, Fernández-Del-Olmo M. Inter-

- repetition rest training and traditional set configuration produce similar strength gains without cortical adaptations. *J Sports Sci.* 2016 Aug 2;34(15):1473–84.
20. Tufano JJ, Brown LE, Haff GG. Theoretical and Practical Aspects of Different Cluster Set Structures. *J Strength Cond Res.* 2017 Mar;31(3):848–67.
 21. Tufano JJ, Conlon JA, Nimphius S, Oliver JM, Kreutzer A, Haff GG. Different Cluster Sets Result in Similar Metabolic, Endocrine, and Perceptual Responses in Trained Men. *J Strength Cond Res.* 2019 Feb;33(2):346–54.
 22. Tufano JJ, Conlon JA, Nimphius S, Brown LE, Petkovic A, Frick J, et al. Effects of Cluster Sets and Rest-Redistribution on Mechanical Responses to Back Squats in Trained Men. *J Hum Kinet.* 2017;58(1):35–43.
 23. Denton J, Cronin JB. Kinematic, kinetic, and blood lactate profiles of continuous and intraset rest loading schemes. *J Strength Cond Res.* 2006 Aug;20(3):528–34.
 24. Iglesias-Soler E, Boulosa DA, Carballeira E, Sánchez-Otero T, Mayo X, Castro-Gacio X, et al. Effect of set configuration on hemodynamics and cardiac autonomic modulation after high-intensity squat exercise. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2015;35(4):250–7.
 25. Goto K, Ishii N, Kizuka T, Takamatsu K. The impact of metabolic stress on hormonal responses and muscular adaptations. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(6):955–63.
 26. Sánchez-Medina L, González-Badillo JJ. Velocity Loss as an Indicator of Neuromuscular Fatigue during Resistance Training. *Med Sci Sport Exerc.* 2011 Sep;43(9):1725–34.
 27. Senna GW, Willardson JM, Scudese E, Simão R, Queiroz C, Avelar R, et al. Effect of different intersets rest intervals on performance of single and multijoint exercises with near-maximal loads. *J Strength Cond Res.* 2016 Mar 1;30(3):710–6.
 28. Latella C, Teo WP, Drinkwater EJ, Kendall K, Haff GG. The Acute Neuromuscular Responses to Cluster Set Resistance Training: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sport Med.* 2019;49(12):1861–77.
 29. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev.* 2001;81(4):1725–89.
 30. Munn J, Herbert RD, Gandevia SC. Contralateral effects of unilateral resistance training: a meta-analysis. *J Appl Physiol.* 2004 May;96(5):1861–6.
 31. Green LA, Gabriel DA. The cross education of strength and skill following unilateral strength training in the upper and lower limbs. *J Neurophysiol.* 2018 Aug 1;120(2):468–79.
 32. Dickins DSE, Sale M V., Kamke MR. Intermanual transfer and bilateral cortical plasticity is maintained in older adults after skilled motor training with simple and complex tasks. *Front Aging Neurosci.* 2015;7(4):1–12.
 33. Ehsani F, Nodehi-Moghadam A, Ghandali H, Ahmadzade Z. The comparison of cross-education effect in young and elderly females from unilateral training of the elbow flexors. *Med J Islam Repub Iran.* 2014;28(1).
 34. Doix ACM, Wachholz F, Marterer N, Immler L, Insam K, Federolf PA. Is the cross-over effect of a unilateral high-intensity leg extension influenced by the sex of the participants? *Biol Sex Differ.* 2018;9(1):1–13.
 35. Farthing JP. Cross-education of strength depends on limb dominance: Implications for theory and application. *Exerc Sport Sci Rev.* 2009;37(4):179–87.
 36. Farthing JP, Chilibeck PD, Binsted G. Cross-Education of Arm Muscular Strength Is Unidirectional

- in Right-Handed Individuals. *Med Sci Sport Exerc.* 2005 Sep;37(9):1594–600.
37. El-Gohary TM, Khaled OA, Ibrahim SR, Alshenqiti AM, Ibrahim MI. Effect of proprioception cross training on repositioning accuracy and balance among healthy individuals. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(11):3178–82.
 38. Andrushko JW, Gould LA, Farthing JP. Contralateral effects of unilateral training: Sparing of muscle strength and size after immobilization. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2018;43(11):1131–9.
 39. Russell W, Pritchard-Wiart L, Manns PJ. Clinician perspectives on cross-education in stroke rehabilitation. *Disabil Rehabil.* 2018;40(22):2644–9.
 40. Baldwin KM, Haddad F. Plasticity in Skeletal, Cardiac, and Smooth Muscle Invited Review: Effects of different activity and inactivity paradigms on myosin heavy chain gene expression in striated muscle. *J Appl Physiol.* 2001 Apr;90(4):345–57.
 41. Moritani T, DeVries HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med.* 1979 Jun;58(3):115–30.
 42. Counts BR, Buckner SL, Mouser JG, Dankel SJ, Jessee MB, Mattocks KT, et al. Muscle growth: To infinity and beyond? *Muscle and Nerve.* 2017;56(6):1022–30.
 43. DeFreitas JM, Beck TW, Stock MS, Dillon MA, Kasishke PR. An examination of the time course of training-induced skeletal muscle hypertrophy. *Eur J Appl Physiol.* 2011;111(11):2785–90.
 44. Hendy AM, Lamon S. The cross-education phenomenon: Brain and beyond. *Front Physiol.* 2017;8(MAY):1–9.
 45. Sariyildiz M, Karacan I, Rezvani A, Ergin O, Cidem M. Cross-education of muscle strength: cross-training effects are not confined to untrained contralateral homologous muscle. *Scand J Med Sci Sport.* 2011 Dec;21(6):e359-64.
 46. Damas F, Phillips SM, Lixandrão ME, Vechin FC, Libardi CA, Roschel H, et al. An inability to distinguish edematous swelling from true hypertrophy still prevents a completely accurate interpretation of the time course of muscle hypertrophy. *Eur J Appl Physiol.* 2016 Feb 1;116(2):445–6.
 47. Frazer AK, Pearce AJ, Howatson G, Thomas K, Goodall S, Kidgell DJ. Determining the potential sites of neural adaptation to cross-education: implications for the cross-education of muscle strength. *Eur J Appl Physiol.* 2018;118(9):1751–72.
 48. Ruddy KL, Leemans A, Woolley DG, Wenderoth N, Carson RG. Structural and Functional Cortical Connectivity Mediating Cross Education of Motor Function. *J Neurosci.* 2017;37(10):2555–64.
 49. Ruddy KL, Carson RG. Neural pathways mediating cross education of motor function. *Front Hum Neurosci.* 2013;7(July):397.
 50. Perez MA, Cohen LG. Mechanisms Underlying Functional Changes in the Primary Motor Cortex Ipsilateral to an Active Hand. *J Neurosci.* 2008;28(22):5631–40.
 51. Zhou S. Cross education and neuromuscular adaptations during early stage of strength training. *J Exerc Sci Fit.* 2003;1(1):54–60.
 52. Baroni BM, De A Franke R, Rodrigues R, Geremia JM, Schmidt HL, Carpes FP, et al. Are the responses to resistance training different between the preferred and nonpreferred limbs? *J Strength Cond Res.* 2016;30(3):733–8.
 53. Hendy AM, Spittle M, Kidgell DJ. Cross education and immobilisation: Mechanisms and implications for injury rehabilitation. *J Sci Med Sport.* 2012 Mar;15(2):94–101.

54. Hortobágyi T, Scott K, Lambert J, Hamilton G, Tracy J. Cross-education of muscle strength is greater with stimulated than voluntary contractions. *Motor Control*. 1999 Apr;3(2):205–19.
55. Ranganathan VK, Siemionow V, Liu JZ, Sahgal V, Yue GH. From mental power to muscle power - Gaining strength by using the mind. *Neuropsychologia*. 2004;42(7):944–56.
56. Devine KL, LeVeau BF, Yack HJ. Electromyographic activity recorded from an unexercised muscle during maximal isometric exercise of the contralateral agonists and antagonists. *Phys Ther*. 1981;61(6):898–903.
57. Hortobágyi T, Lambert NJ, Hill JP. Greater cross education following training with muscle lengthening than shortening. *Med Sci Sports Exerc*. 1997 Jan;29(1):107–12.
58. Tillin NA, Pain MTG, Folland JP. Short-term unilateral resistance training affects the agonist-antagonist but not the force-agonist activation relationship. *Muscle and Nerve*. 2011;43(3):375–84.
59. Carolan B, Cafarelli E. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *J Appl Physiol*. 1992;73(3):911–7.
60. Lee M, Gandevia SC, Carroll TJ. Unilateral strength training increases voluntary activation of the opposite untrained limb. *Clin Neurophysiol*. 2009 Apr;120(4):802–8.
61. Gerard J, Tortora B, Derrickson A. *Principios de Anatomía y Fisiología*. 11ª. S.A. EMP, editor. John Wiley & Sons, INC.; 2006.
62. Delwaide PJ, Sabatino M, Pepin JL, La Grutta V. Reinforcement of reciprocal inhibition by contralateral movements in man. *Exp Neurol*. 1988;99(1):10–6.
63. Enoka RM, Gandevia SC. Neural changes associated with training. *J Appl Physiol*. 2006;101(4):1009–10.
64. Fimland MS, Helgerud J, Solstad GM, Iversen VM, Leivseth G, Hoff J. Neural adaptations underlying cross-education after unilateral strength training. *Eur J Appl Physiol*. 2009;107(6):723–30.
65. Lagerquist O, Zehr EP, Docherty D. Increased spinal reflex excitability is not associated with neural plasticity underlying the cross-education effect. *J Appl Physiol*. 2005;100(1):83–90.
66. Dragert K, Zehr EP. Bilateral neuromuscular plasticity from unilateral training of the ankle dorsiflexors. *Exp Brain Res*. 2011;208(2):217–27.
67. Hortobágyi T, Taylor JL, Petersen NT, Russell G, Gandevia SC. Changes in Segmental and Motor Cortical Output With Contralateral Muscle Contractions and Altered Sensory Inputs in Humans. *J Neurophysiol*. 2003;90(4):2451–9.
68. Fimland MS, Helgerud J, Gruber M, Leivseth G, Hoff J. Functional maximal strength training induces neural transfer to single-joint tasks. *Eur J Appl Physiol*. 2009;107(1):21–9.
69. Huang HJ, Ferris DP. Upper and lower limb muscle activation is bidirectionally and ipsilaterally coupled. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(9):1778–89.
70. Kidgell DJ, Frazer AK, Rantalainen T, Ruotsalainen I, Ahtiainen J, Avela J, et al. Increased cross-education of muscle strength and reduced corticospinal inhibition following eccentric strength training. *Neuroscience*. 2015;300(6):566–75.
71. Muellbacher W, Boroojerdi B, Hallett M. Changes in motor cortex excitability during ipsilateral hand muscle activation in humans. *Clin Neurophysiol*. 2000;111(2):344–9.
72. Frazer AK, Williams J, Spittle M, Kidgell DJ. Cross-education of muscular strength is facilitated by homeostatic plasticity. *Eur J Appl Physiol*. 2017 Apr 27;117(4):665–77.

73. Mason J, Frazer AK, Horvath DM, Pearce AJ, Avela J, Howatson G, et al. Ipsilateral corticomotor responses are confined to the homologous muscle following cross-education of muscular strength. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2018 Jan;43(1):11–22.
74. Hortobágyi T, Richardson SP, Lomarev M, Shamim E, Meunier S, Russman H, et al. Interhemispheric plasticity in humans. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43(7):1188–99.
75. Goodwill AM, Kidgell DJ. The effects of whole-body vibration on the cross-transfer of strength. *Sci World J*. 2012;2012.
76. Shima N, Ishida K, Katayama K, Morotome Y, Sato Y, Miyamura M. Cross education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining. *Eur J Appl Physiol*. 2002 Feb;86(4):287–94.
77. Hortobágyi T, Dempsey L, Fraser D, Zheng D, Hamilton G. Changes in muscle strength, muscle fibre size and myofibrillar gene expression after immobilisation and retraining in humans. *J Physiol*. 2000;524.1:293–304.
78. Westing SH, Seger JY, Thorstensson A. Effects of electrical stimulation on eccentric and concentric torque-velocity relationships during knee extension in man. *Acta Physiol Scand*. 1990;140(1):17–22.
79. Enoka RM. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol (Bethesda, Md 1985)*. 1996;81(6):2339–46.
80. Lacerte M, DeLateur BJ, Alquist AD, Questad KA. Concentric versus combined concentric-eccentric isokinetic training programs: Effect on peak torque of human quadriceps femoris muscle. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992 Nov;73(11):1059–62.
81. Grabiner MD, Owings TM. Effects of eccentrically and concentrically induced unilateral fatigue on the involved and uninvolved limbs. *J Electromyogr Kinesiol*. 1999;9(3):185–9.
82. Gray JC, Chandler JM. Percent decline in peak torque production during repeated concentric and eccentric contractions of the quadriceps femoris muscle. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1989;10(8):309–14.
83. Tesch PA, Dudley GA, Duvoisin MR, Hather BM, Harris RT. Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiol Scand*. 1990;138(3):263–71.
84. Komi P V., Viitasalo JT. Changes in Motor Unit Activity and Metabolism in Human Skeletal Muscle during and after Repeated Eccentric and Concentric Contractions. *Acta Physiol Scand*. 1977;100(2):246–54.
85. Meyers CR. Effects of two isometric routines on strength, size, and endurance in exercised and nonexercised arms. *Res Q Am Assoc Heal Phys Educ Recreat*. 1967;38(3):430–40.
86. Adamson M, MacQuaide N, Helgerud J, Hoff J, Kemi OJ. Unilateral arm strength training improves contralateral peak force and rate of force development. *Eur J Appl Physiol*. 2008;103(5):553–9.
87. Cannon RJ, Cafarelli E. Neuromuscular adaptations to training. *J Appl Physiol*. 1987;63(6):2396–402.
88. Yue G, Cole KJ. Strength increases from the motor program: Comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. *J Neurophysiol*. 1992 May;67(5):1114–23.
89. Manca A, Ginatempo F, Cabboi MP, Mercante B, Ortu E, Dragone D, et al. No evidence of neural adaptations following chronic unilateral isometric training of the intrinsic muscles of the hand: a randomized controlled study. *Eur J Appl Physiol*. 2016;116(10):1993–2005.

90. Kannus P, Alosa D, Cook L, Johnson RJ, Renström P, Pope M, et al. Effect of one-legged exercise on the strength, power and endurance of the contralateral leg - A randomized, controlled study using isometric and concentric isokinetic training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1992;64(2):117–26.
91. Parlow SE, Kinsbourne M. Asymmetrical transfer of training between hands: Implications for interhemispheric communication in normal brain. *Brain Cogn*. 1989;11(1):98–113.
92. Stoddard J, Vaid J. Asymmetries in intermanual transfer of maze learning in right- and left-handed adults. *Neuropsychologia*. 1996;34(6):605–8.
93. Wilk KE, Reinold MM, Hooks TR. Recent advances in the rehabilitation of isolated and combined anterior cruciate ligament injuries. *Orthop Clin North Am*. 2003;34(1):107–37.
94. LaStayo PC, Woolf JM, Lewek MD, Snyder-Mackler L, Trude-Reich, Lindstedt SL. Eccentric Muscle Contractions: Their Contribution to Injury, Prevention, Rehabilitation, and Sport. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33(10):557–71.
95. Lepley LK, Palmieri-Smith RM. Cross-education strength and activation after eccentric exercise. *J Athl Train*. 2014;49(5):582–9.
96. Papandreou M, Papathanasiou G, Spyropoulos P, Billis E, Papaioannou N. Cross-Exercise on Quadriceps Deficit after ACL Reconstruction. *J Knee Surg*. 2012;26(1):51–8.
97. Farthing JP, Chilibeck PD. The effect of eccentric training at different velocities on cross-education. *Eur J Appl Physiol*. 2003;89(6):570–7.
98. Weir JP, Housh DJ, Housh TJ, Weir LL. The effect of unilateral eccentric weight training and detraining on joint angle specificity, cross-training, and the bilateral deficit. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995;22(5):207–15.
99. Coratella G, Milanese C, Schena F. Cross-education effect after unilateral eccentric-only isokinetic vs dynamic constant external resistance training. *Sport Sci Health*. 2015;11(3):329–35.
100. Stanforth PR, Painter TL, Wilmore JH. Alternation in concentric strength consequent to powercise and universal gym circuit training. *J Strength Cond Res*. 1992;6(3):152–7.
101. Colliander EB, Tesch PA. Effects of eccentric and concentric muscle actions in resistance training. *Acta Physiol Scand*. 1990;140(1):31–9.
102. Komi P V., Komi P V., Buskirk ER. Effect of eccentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle. *Ergonomics*. 1972;15(4):417–34.
103. Housh TJ, Housh DJ, Weir JP, Weir LL. Effects of unilateral concentric-only dynamic constant external resistance training. *Int J Sports Med*. 1996;17(5):338–43.
104. Seger JY, Arvidsson B, Thorstensson A, Seger JY. Specific effects of eccentric and concentric training on muscle strength and morphology in humans. *Eur J Appl Physiol*. 1998 Nov 1;79(1):49–57.
105. Housh TJ, Housh DJ, Weir JP, Weir LL. Effects of eccentric-only resistance training and detraining. *Int J Sports Med*. 1996;17(2):145–8.
106. Evetovich TK, Housh TJ, Housh DJ, Johnson GO, Smith DB, Ebersole KT. The Effect of Concentric Isokinetic Strength Training of the Quadriceps Femoris on Electromyography and Muscle Strength in the Trained and Untrained Limb. *J Strength Cond Res*. 2001 Nov;15(4):439–45.
107. Abazović E, Kovčević E, Kovčec S, Bradić J. The effect of training of the non-dominant knee muscles on ipsi-and contralateral strength gains. *Isokinet Exerc Sci*. 2015;23(3):177–82.

108. Manca A, Pisanu F, Ortu E, De Natale E, Ginatempo F, Dragone D, et al. Isokinetic cross-training effect in foot drop following common peroneal nerve injury. *Isokinet Exerc Sci*. 2015;23(1):17–20.
109. Beyer KS, Fukuda DH, Boone CH, Wells AJ, Townsend JR, Jajtner AR, et al. Short-term unilateral resistance training results in cross education of strength without changes in muscle size, activation, or endocrine response. *J Strength Cond Res*. 2016 May;30(5):1213–23.
110. Zhou S, Cllakman A, Dave AJ. Effects of Unilateral Voluntary And Electromyostimulation Training on Muscular Strength on The Contralateral Limb. *Hong Kong J Sport Med Sport Sci*. 2002;14:1–11.
111. Latella C, Kidgell DJ, Pearce AJ. Reduction in corticospinal inhibition in the trained and untrained limb following unilateral leg strength training. *Eur J Appl Physiol*. 2012;112(8):3097–107.
112. Kidgell DJ, Stokes MA, Pearce AJ. Strength training of one limb increases corticomotor excitability projecting to the contralateral homologous limb. *Motor Control*. 2011;15(2):247–66.
113. Munn J, Herbert RD, Hancock MJ, Gandevia SC. Training with unilateral resistance exercise increases contralateral strength. *J Appl Physiol*. 2005 Nov;99(5):1880–4.
114. Westing S, Seger J, Thorstensson A. Effects of electrical stimulation on eccentric and concentric torque-velocity relationships during knee extension in man. *Eur J Appl Physiol*. 2016;116(9):1757–69.
115. Shaver LG. Effects of training on relative muscular endurance in ipsilateral and contralateral arms. *Med Sci Sports Exerc*. 1970;2(3):165–71.
116. Farthing JP, Krentz JR, Magnus CRA, Barss TS, Lanovaz JL, Cummine J, et al. Changes in functional magnetic resonance imaging cortical activation with cross education to an immobilized limb. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43(8):1394–405.
117. Magnus CR a, Barss TS, Lanovaz JL, Farthing JP. Effects of cross-education on the muscle after a period of unilateral limb immobilization using a shoulder sling and swathe. *J Appl Physiol*. 2010;109(6):1887–94.
118. Seki K, Taniguchi Y, Narusawa M. Effects of joint immobilization on firing rate modulation of human motor units. 2001;507–19.
119. Vandeborne K, Elliott MA, Walter GA, Abdus S, Okereke E, Shaffer M, et al. Longitudinal study of skeletal muscle adaptations during immobilization and rehabilitation. *Muscle Nerve*. 1998 Aug;21(8):1006–12.
120. Hortobágyi T, Dempsey L, Fraser D, Zheng D, Hamilton G, Lambert J, et al. Changes in muscle strength, muscle fibre size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans. *J Physiol*. 2000;524(1):293–304.
121. Jakicic (Chair) JM, Clark K, Coleman E, Donnelly JE, Foreyt J, Melanson E, et al. Appropriate Intervention Strategies for Weight Loss and Prevention of Weight Regain for Adults. *Med Sci Sport Exerc*. 2001;33(12):2145–56.
122. Campbell EL, Seynnes OR, Bottinelli R, McPhee JS, Atherton PJ, Jones DA, et al. Skeletal muscle adaptations to physical inactivity and subsequent retraining in young men. *Biogerontology*. 2013;14(3):247–59.
123. Dragert K, Zehr EP. High-intensity unilateral dorsiflexor resistance training results in bilateral neuromuscular plasticity after stroke. *Exp Brain Res*. 2013;225(1):93–104.
124. Sun Y, Ledwell NMH, Boyd LA, Zehr EP. Unilateral wrist extension training after stroke improves strength and neural plasticity in both arms. *Exp Brain Res*. 2018 Jul 1;236(7):2009–21.
125. Ausenda CD, Carnovali M. Transfer of motor skill learning from the healthy hand to the paretic

- hand in stroke patients: A randomized controlled trial. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2011 Sep;47(3):417–25.
126. Ausenda CD, Carnovali M. Transfer of motor skill learning from the healthy hand to the paretic hand in stroke patients: A randomized controlled trial. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2011;47(3):417–25.
127. Haff GG, Hobbs RT, Haff EE, Sands WA, Pierce KC, Stone MH. Cluster training: A novel method for introducing training program variation. *Strength Cond J.* 2008;30(1):67–76.
128. Chapman M, Larumbe-Zabala E, Goss-Sampson M, Colpus M, Triplett NT, Naclerio F. Perceptual, Mechanical, and Electromyographic Responses to Different Relative Loads in the Parallel Squat. *J Strength Cond Res.* 2019;33(1):8–16.
129. Morán-Navarro R, Martínez-Cava A, Sánchez-Medina L, Mora-Rodríguez R, González-Badillo JJ, Pallarés JG. Movement velocity as a measure of level of effort during resistance exercise. *J Strength Cond Res.* 2019 Jun 1;33(6):1496–504.
130. Izquierdo M, Ibañez J, González-Badillo JJ, Häkkinen K, Ratamess NA, Kraemer WJ, et al. Differential effects of strength training leading to failure versus not to failure on hormonal responses, strength, and muscle power gains. *J Appl Physiol.* 2006 May;100(5):1647–56.
131. Gorostiaga EM, Navarro-Amézqueta I, Calbet JAL, Hellsten Y, Cusso R, Guerrero M, et al. Energy metabolism during repeated sets of leg press exercise leading to failure or not. *PLoS One.* 2012;7(7):1–9.
132. Mayo X, Iglesias-Soler E, Fariñas-Rodríguez J, Fernández-Del-Olmo M, Kingsley JD. Exercise type affects cardiac vagal autonomic recovery after a resistance training session. *J Strength Cond Res.* 2016;30(9):2565–73.
133. Schoenfeld BJ, Contreras B, Vigotsky AD, Peterson M. Differential effects of heavy versus moderate loads on measures of strength and hypertrophy in resistance-trained men. *J Sport Sci Med.* 2016;15(4):715–22.
134. Hoeger werner w. k. Relationship between Repetitions and Selected Percentages of One Repetition Maximum - A Comparison between Untrained and Trained Males and Females.pdf. 1990.
135. Iglesias E, Boullosa DA, Dopico X, Carballeira E. Analysis of factors that influence the maximum number of repetitions in two upper-body resistance exercises: curl biceps and bench press. *J strength Cond Res.* 2010 Jun 1;24(6):1566–72.
136. Shimano T, Kraemer WJ, Spiering BA, Volek JS, Hatfield DL, Silvestre R, et al. Relationship Between the Number of Repetitions and Selected Percentages of One Repetition Maximum in Free Weight Exercises in Trained and Untrained Men. *J Strength Cond Res.* 2006;20(4):819.
137. Willardson JM. A brief review: Factors affecting the length of the rest interval between resistance exercise sets. *J Strength Cond Res.* 2006;20(4):978–84.
138. Willardson JM. The application of training to failure in periodized multiple-set resistance exercise programs. *J Strength Cond Res.* 2007 May;21(2):628–31.
139. Fry AC, Kraemer WJ. Resistance Exercise Overtraining and Overreaching. *Sport Med.* 1997 Feb;23(2):106–29.
140. Willardson JM, Burkett LN. A comparison of 3 different rest intervals on the exercise volume completed during a workout. *J Strength Cond Res.* 2005;19(1):23–6.
141. Haff GG, Whitley A, McCoy LB, O'Bryant HS, Kilgore JL, Haff EE, et al. Effects of different set configurations on barbell velocity and displacement during a clean pull. *J Strength Cond Res.* 2003

Feb;17(1):95–103.

142. Steele J. Intensity ; in-ten-si-ty; noun . 1. Often used ambiguously within resistance training. 2. Is it time to drop the term altogether? *Br J Sports Med.* 2014 Dec;48(22):1586–8.
143. Haff GG, Cscs D, Burgess FSJ. Cluster Training : Theoretical and Practical Applications for the Strength and Conditioning Professional. 2008;(June 2014).
144. Lawton TW, Cronin JB, Lindsell RP. Effect of interrepetition rest intervals on weight training repetition power output. *J Strength Cond Res.* 2006;20(1):172–6.
145. Oliver JM, Kreutzer A, Jenke SC, Phillips MD, Mitchell JB, Jones MT. Velocity Drives Greater Power Observed During Back Squat Using Cluster Sets. *J Strength Cond Res.* 2016;30(1):235–43.
146. Hatfield DL, Kraemer WJ, Spiering BA, Häkkinen K, Volek JS, Shimano T, et al. the Impact of Velocity of Movement on Performance Factors in Resistance Exercise. *J Strength Cond Res.* 2006;20(4):760–6.
147. Padulo J, Mignogna P, Mignardi S, Tonni F, D’Ottavio S. Effect of different pushing speeds on bench press. *Int J Sports Med.* 2012;33(5):376–80.
148. González-Badillo JJ, Rodríguez-Rosell D, Sánchez-Medina L, Gorostiaga EM, Pareja-Blanco F. Maximal intended velocity training induces greater gains in bench press performance than deliberately slower half-velocity training. *Eur J Sport Sci.* 2014;14(8):772–81.
149. Duffey MJ, Challis JH. Fatigue effects on bar kinematics during the bench press. *J Strength Cond Res.* 2007 May;21(2):556–60.
150. González-Badillo JJ, Sánchez-Medina L. Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *Int J Sports Med.* 2010;31(5):347–52.
151. Iglesias-Soler E, Carballeira E, Sánchez-Otero T, Mayo X, Jiménez A, Chapman ML. Acute effects of distribution of rest between repetitions. *Int J Sports Med.* 2012;33(5):351–8.
152. Bogdanis GC, Nevill ME, Boobis LH, Lakomy HKA. Contribution of phosphocreatine and aerobic metabolism to energy supply during repeated sprint exercise. *J Appl Physiol.* 1996;80(3):876–84.
153. Bogdanis GC, Nevill ME, Lakomy HKA, Boobis LH. Power output and muscle metabolism during and following recovery from 10 and 20 s of maximal sprint exercise in humans. *Acta Physiol Scand.* 1998;163(3):261–72.
154. Gorostiaga EM, Navarro-Amézqueta I, Cusso R, Hellsten Y, Calbet JAL, Guerrero M, et al. Anaerobic energy expenditure and mechanical efficiency during exhaustive leg press exercise. *PLoS One.* 2010;5(10).
155. Girman JC, Jones MT, Matthews TD, Wood RJ. Acute effects of a cluster-set protocol on hormonal, metabolic and performance measures in resistance-trained males. *Eur J Sport Sci.* 2014;14(2):151–9.
156. Oliver JM, Kreutzer A, Jenke S, Phillips MD, Mitchell JB, Jones MT. Acute response to cluster sets in trained and untrained men. *Eur J Appl Physiol.* 2015;115(11):2383–93.
157. Iglesias-Soler E, Carballeira E, Sánchez-Otero T, Mayo X, Jiménez A, Chapman ML. Acute effects of distribution of rest between repetitions. *Int J Sports Med.* 2012;33(5):351–8.
158. Lawton T, Cronin J, Drinkwater E, Lindsell R, Pyne D. The effect of continuous repetition training and intra-set rest training on bench press strength and power. *Sport Med.* 2004;44(4):361–7.
159. García-Ramos A, Padial P, Haff GG, Argüelles-Cienfuegos J, García-Ramos M, Conde-Pipó J, et al. Effect of different interrepetition rest periods on barbell velocity loss during the ballistic bench

- press exercise. *J Strength Cond Res.* 2015;29(9):2388–96.
160. Oliver JM, Jagim AR, Sanchez AC, Mardock MA, Kelly KA, Meredith HJ, et al. Greater gains in strength and power with intraset rest intervals in hypertrophic training. *J Strength Cond Res.* 2013;27(11):3116–31.
161. Tufano JJ, Conlon JA, Nimphius S, Brown LE, Seitz LB, Williamson BD, et al. Maintenance of Velocity and Power With Cluster Sets During High-Volume Back Squats. *Int J Sports Physiol Perform.* 2016;11(7):885–92.
162. González-Badillo JJ, Rodríguez-Rosell D, Sánchez-Medina L, Gorostiaga EM, Pareja-Blanco F. Maximal intended velocity training induces greater gains in bench press performance than deliberately slower half-velocity training. *Eur J Sport Sci.* 2014 Nov 26;14(8):772–81.
163. Hansen KT, Cronin JB, Pickering SL, Newton MJ. Does cluster loading enhance lower body power development in preseason preparation of elite rugby union players? *J Strength Cond Res.* 2011 Aug;25(8):2118–26.
164. Lawton TW, Cronin JB, Lindsell RP. Effect of interrepetition rest intervals on weight training repetition power output. *J Strength Cond Res.* 2006 Feb;20(1):172–6.
165. García-Ramos A, Nebot V, Padial P, Valverde-Esteve T, Pablos-Monzó A, Feriche B. Effects of short inter-repetition rest periods on power output losses during the half squat exercise. *Isokinet Exerc Sci.* 2016;24(4):323–30.
166. Haff GG, Whitley A, McCoy LB, O'Bryant HS, Kilgore JL, Haff EE, et al. Effects of different set configurations on barbell velocity and displacement during a clean pull. *J Strength Cond Res.* 2003;17(1):95–103.
167. Rial-Vázquez J, Mayo X, Tufano JJ, Fariñas J, Rúa-Alonso M, Iglesias-Soler E. Cluster vs. traditional training programmes: changes in the force–velocity relationship. *Sport Biomech.* 2020 Mar 5;00(00):1–19.
168. Torrejón A, Janicijevic D, Haff GG, García-Ramos A. Acute effects of different set configurations during a strength-oriented resistance training session on barbell velocity and the force–velocity relationship in resistance-trained males and females. *Eur J Appl Physiol.* 2019 Jun 6;119(6):1409–17.
169. Hansen KT, Cronin JB, Newton MJ. The effect of cluster loading on force, velocity, and power during ballistic jump squat training. *Int J Sports Physiol Perform.* 2011;6(4):455–68.
170. Hardee JP, Travis Triplett N, Utter AC, Zwetsloot KA, McBride JM. Effect of interrepetition rest on power output in the power clean. *J Strength Cond Res.* 2012;26(4):883–9.
171. Hardee JP, Lawrence MM, Zwetsloot KA, Triplett NT, Utter AC, McBride JM. Effect of cluster set configurations on power clean technique. *J Sports Sci.* 2013;31(5):488–96.
172. Falls W. Effects of Different Set Configurations on Barbell. *Strength Cond.* 2003;17(1):95–103.
173. Joy JM, Oliver JM, McCleary SA, Lowery RP, Wilson JM. Power output and electromyography activity of the back squat exercise with cluster sets. *J Sport Sci.* 2013;1:37–45.
174. Noble BJ, Borg GAV, Jacobs I, Ceci R, Kaiser P. A category-ratio perceived exertion scale. *Med Sci Sport Exerc.* 1983;15(6):523–8.
175. Lagally KM, McCaw ST, Young GT, Medema HC, Thomas DQ. Ratings of perceived exertion and muscle activity during the bench press exercise in recreational and novice lifters. *J Strength Cond Res.* 2004 May;18(2):359–64.
176. Robertson RJ, Goss FL, Rutkowski J, Lenz B, Dixon C, Timmer J, et al. Concurrent validation of the

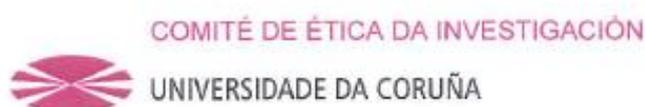
- OMNI perceived exertion scale for resistance exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(2):333–41.
177. Kraemer WJ, Noble BJ, Clark MJ, Culver BW. Physiologic responses to heavy-resistance exercise with very short rest periods. *Int J Sports Med.* 1987;8(4):247–52.
 178. Hardee JP, Lawrence MM, Utter AC, Triplett NT, Zwetsloot KA, McBride JM. Effect of inter-repetition rest on ratings of perceived exertion during multiple sets of the power clean. *Eur J Appl Physiol.* 2012;112(8):3141–7.
 179. Suminski RR, Robertson RJ, Arslanian S, Kang J, Utter AC, DaSilva SG, et al. Perception of Effort During Resistance Exercise. *J Strength Cond Res.* 1997 Nov;11(4):261–5.
 180. Lagally KM, Gallagher KI, Robertson RJ, Gearhart R, Goss FL. Ratings of perceived exertion during low- and high-intensity resistance exercise by young adults. *Percept Mot Skills.* 2002 Jun;94(3):723–31.
 181. Lagally KM, Robertson RJ, Gallagher KI, Goss FL, Jakicic JM, Lephart SM, et al. Perceived exertion, electromyography, and blood lactate during acute bouts of resistance exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(3):552–9.
 182. Kraft JA, Green JM, Thompson KR. Session ratings of perceived exertion responses during resistance training bouts equated for total work but differing in work rate. *J Strength Cond Res.* 2014;28(2):540–5.
 183. Duncan MJ, Al-Nakeeb Y, Scurr J. Perceived exertion is related to muscle activity during leg extension exercise. *Res Sport Med.* 2006 Sep 1;14(3):179–89.
 184. Lodo L, Moreira A, Zavanela PM, Newton MJ, Mcguigan MR, Aoki MS. Is there a relationship between the total volume of load lifted in bench press exercise and the rating of perceived exertion? *J Sports Med Phys Fitness.* 2012 Oct;52(5):483–8.
 185. Hiscock DJ, Dawson B, Donnelly CJ, Peeling P. Muscle activation, blood lactate, and perceived exertion responses to changing resistance training programming variables. *Eur J Sport Sci.* 2016 Jul 3;16(5):536–44.
 186. Naclerio F, Rodríguez-Romo G, Barriopedro-Moro MI, Jiménez A, Alvar BA, Triplett NT. Control of resistance training intensity by the omni perceived exertion scale. *J Strength Cond Res.* 2011 Jul;25(7):1879–88.
 187. Mayo X, Iglesias-Soler E, Kingsley JD. Perceived exertion is affected by the submaximal set configuration used in resistance exercise. *Int J Sport Exerc Psychol.* 2017;33(2):426–32.
 188. Bogdanis GC, Nevill ME, Boobis LH, Lakomy HK, Nevill AM. Recovery of power output and muscle metabolites following 30 s of maximal sprint cycling in man. *J Physiol.* 1995;482(2):467–80.
 189. Ferguson BS, Rogatzki MJ, Goodwin ML, Kane DA, Rightmire Z, Gladden LB. Lactate metabolism: historical context, prior misinterpretations, and current understanding. *Eur J Appl Physiol* [Internet]. 2018 Apr 10;118(4):691–728. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00421-017-3795-6>
 190. Folland JP, Irish CS, Roberts JC, Tarr JE, Jones DA. Fatigue is not a necessary stimulus for strength gains during resistance training. *Br J Sports Med.* 2002;36(5):370–3.
 191. Goto K, Ishii N, Kizuka T, Takamatsu K. The impact of metabolic stress on hormonal responses and muscular adaptations. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(6):955–63.
 192. Rooney KJ, Herbert RD, Balnave RJ. Fatigue contributes to the strength training stimulus. *Med Sci Sports Exerc.* 1994 Sep;26(9):1160–4.
 193. Hancox RJ, Milne BJ, Poulton R. Association between child and adolescent television viewing and

- adult health: a longitudinal birth cohort study. *Lancet*. 2004 Jul;364(9430):257–62.
194. Zarezadeh-Mehrzi1 A, Aminai M, Amiri-khorasani2 M. Effects of Traditional and Cluster Resistance Training on Explosive Power in Soccer Players. *Iran J Heal Phys Act*. 2013;4(1):51–6.
195. Drinkwater EJ, Lawton TW, Lindsell RP, Pyne DB, Hunt PH, McKenna MJ. Training leading to repetition failure enhances bench press strength gains in elite junior athletes. *J Strength Cond Res*. 2005;19(2):382–8.
196. Hollander DB, Durand RJ, Trynicki JL, Larock D, Castracane VD, Hebert EP, et al. RPE, pain, and physiological adjustment to concentric and eccentric contractions. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(6):1017–25.
197. González-Badillo J, Marques M, Sánchez-Medina L. The Importance of Movement Velocity as a Measure to Control Resistance Training Intensity. *J Hum Kinet*. 2011 Sep 1;29A(Special-Issue):15–9.
198. Lagally KM, Robertson RJ. Construct validity of the OMNI Resistance Exercise Scale. *J Strength Cond Res*. 2006 May;20(2):252–6.
199. de Boer MD, Seynnes OR, di Prampero PE, Pišot R, Mekjavić IB, Biolo G, et al. Effect of 5 weeks horizontal bed rest on human muscle thickness and architecture of weight bearing and non-weight bearing muscles. *Eur J Appl Physiol*. 2008;104(2):401–7.
200. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Lawrence Erlbaum Associates; 1988. 19–74 p.
201. Richardson JTE. Eta squared and partial eta squared as measures of effect size in educational research. *Educ Res Rev*. 2011;6(2):135–47.
202. Tonson A, Ratel S, Fur Y Le, Cozzone P, Bendahan D. Effect of maturation on the relationship between muscle size and force production. *Med Sci Sports Exerc*. 2008;40(5):918–25.
203. Izquierdo M, González-Badillo JJ, Häkkinen K, Ibáñez J, Kraemer WJ, Altadill A, et al. Effect of loading on unintentional lifting velocity declines during single sets of repetitions to failure during upper and lower extremity muscle actions. *Int J Sports Med*. 2006 Sep;27(9):718–24.
204. Fariñas J, Mayo X, Giraldez-García MA, Carballeira E, Fernandez-Del-Olmo M, Rial-Vazquez J, et al. Set Configuration in Strength Training Programs Modulates the Cross Education Phenomenon. *J Strength Cond Res*. 2019;(12):1.
205. Zhou S. Chronic neural adaptations to unilateral exercise: Mechanisms of cross education. *Exerc Sport Sci Rev*. 2000;28(4):177–84.
206. Dankel SJ, Counts BR, Barnett BE, Buckner SL, Abe T, Loenneke JP. Muscle adaptations following 21 consecutive days of strength test familiarization compared with traditional training. *Muscle and Nerve*. 2017 Aug;56(2):307–14.
207. Coratella G, Milanese C, Schena F. Cross-education effect after unilateral eccentric-only isokinetic vs dynamic constant external resistance training. *Sport Sci Health*. 2015;11(3):329–35.
208. Zult T, Howatson G, Kádár EE, Farthing JP, Hortobágyi T. Role of the mirror-neuron system in cross-education. *Sport Med*. 2014 Feb;44(2):159–78.
209. Angelozzi M, Madama M, Corsica C, Calvisi V, Properzi G, McCaw ST, et al. Rate of force development as an adjunctive outcome measure for return-to-sport decisions after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012;42(9):772–80.
210. Peñailillo L, Blazevich A, Numazawa H, Nosaka K. Rate of force development as a measure of muscle damage. *Scand J Med Sci Sport*. 2015 Jun 1;25(3):417–27.

211. Maffiuletti NA, Aagaard P, Blazevich AJ, Folland J, Tillin N, Duchateau J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. *Eur J Appl Physiol*. 2016;116(6):1091–116.
212. Van Cutsem M, Duchateau J, Hainaut K. Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *J Physiol*. 1998;513(1):295–305.
213. Tillin NA, Jimenez-Reyes P, Pain MTG, Folland JP. Neuromuscular performance of explosive power athletes versus untrained individuals. *Med Sci Sports Exerc*. 2010;42(4):781–90.
214. De Ruyter CJ, Vermeulen G, Toussaint HM, De Haan A. Isometric knee-extensor torque development and jump height in volleyball players. *Med Sci Sports Exerc*. 2007 Aug;39(8):1336–46.
215. Carr JC, Ye X, Stock MS, Bemben MG, DeFreitas JM. The time course of cross-education during short-term isometric strength training. *Eur J Appl Physiol*. 2019;119(6):1395–407.
216. Hortobagyi T. Cross Education and the Human Central Nervous System Mechanisms of Unilateral Interventions Producing Contralateral Adaptations. *Ieee Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2005;(February):22–8.
217. Adrushko JW, Lanovaz JL, Björkman KM, Kontulainen SA, Farthing JP. Unilateral strength training leads to muscle-specific sparing effects during opposite homologous limb immobilization. *J Appl Physiol*. 2018 Apr 1;124(4):866–76.

X. Anexos

X.1. Anexo I: informe comité de ética



CE 19/2015

INFORME DEL COMITÉ DE ÉTICA DE LA UNIVERSIDAD DE A CORUÑA

El Comité de Ética de la Universidad de A Coruña (CE-UDC), reunido en sesión ordinaria de 13 de noviembre de 2015 y una vez estudiada la documentación presentada por D. Eliseo Iglesias Soler, Investigador Principal del Proyecto de Investigación titulado “*Efectos de la configuración de la serie del entrenamiento de fuerza en el fenómeno cross-education*”, estima que el mencionado Proyecto respeta las exigencias y los principios éticos y la normativa jurídica aplicables.

Por todo lo anterior, acordó por unanimidad, en el ámbito de sus competencias,
INFORMAR FAVORABLEMENTE

La viabilidad del Proyecto de Investigación presentado por el investigador D. Eliseo Iglesias Soler.

El Comité de Ética de la Universidad de A Coruña velará por el respeto de las exigencias y los principios éticos y la normativa jurídica aplicables durante el desarrollo del correspondiente Proyecto.

Y para que conste a los efectos oportunos, firma el presente informe en A Coruña, a 13 de noviembre de 2015.

Comité de Ética
UNIVERSIDADE DA CORUÑA

Fdo.: Rafael Colina Garea
Presidente del CE-UDC

X.2. Anexo II: consentimiento informado para el estudio de tren superior

- Hoja de información

HOJA DE INFORMACIÓN AL PARTICIPANTE

TÍTULO: *Efectos de la configuración de la serie del entrenamiento de fuerza en el fenómeno de “cross-education”*

INVESTIGADOR PRINCIPAL: Eliseo Iglesias Soler

Este documento tiene por objeto ofrecerle información sobre un **estudio de investigación** en el que se le invita a participar. Este estudio se está realizando desde la Facultad de Ciencias do Deporte y la Educación Física (INEF Galicia), Universidade da Coruña.

Si decide participar en el mismo, debe recibir información personalizada del investigador, **leer antes este documento** y hacer todas las preguntas que necesite para comprender los detalles sobre el mismo. Si así lo desea, puede llevar el documento, consultarlo con otras personas, y tomarse el tiempo necesario para decidir si participar o no.

La participación en este estudio es completamente **voluntaria**. Vd. puede decidir no participar o, si acepta hacerlo, cambiar de opinión retirando el consentimiento en cualquier momento sin obligación de dar explicaciones.

¿Cuál es el propósito del estudio?

El propósito del presente estudio es contrastar el efecto que sobre el segmento no entrenado generan dos programas de entrenamiento de la fuerza diferentes entre sí respecto al tipo de estructuración temporal de la serie.

¿Por qué me ofrecen participar a mí?

La selección de las personas invitadas a participar depende de unos criterios que están descritos en el protocolo de la investigación. Estos criterios sirven para seleccionar a la población en la que se responderá el interrogante de la investigación. Vd. es invitado a participar porque potencialmente cumple esos criterios, al ser una persona sana, mayor de edad y físicamente activa.

¿En qué consiste mi participación?

El estudio consistirá en 3 sesiones de familiarización, 5 sesiones de evaluación inicial (pretest), 10 sesiones de entrenamiento y 5 sesiones de valoración final. Las evaluaciones inicial y final, así como la familiarización se realizarán para la acción de flexión unilateral de codo de ambos brazos. En el caso de las sesiones de entrenamiento, estas serán llevadas a cabo sólo en el segmento dominante. Tras las valoraciones iniciales, Vd. será asignado aleatoriamente a uno de los dos grupos experimentales, o bien al grupo control. En este caso usted no tendrá que llevar a cabo las sesiones de entrenamiento. Su participación en el estudio no prolongará más allá del 5 de mayo del 2017. De las 23 sesiones (excluidas las 3 destinadas a familiarización), 10 de ellas consistirán en la ejecución de un modelo de entrenamiento, 2 en la obtención de su máxima fuerza dinámica en el ejercicio de flexión de codo (1RM), 1 en la obtención de la máxima carga movilizable en 10 repeticiones (10RM), 1 en el registro del número máximo de repeticiones con 10RM obtenido en el pretest y 1 para valoración de sección transversal y otra para valoración estatura y peso. Estas mediciones se harán en días separados por al menos por 48 horas.

En todas las sesiones habrá una monitorización de diferentes variables a través del dinamómetro isoinercial T-Force.

Para garantizar unas condiciones experimentales adecuadas se deberá:

- Realizar todas las pruebas en la misma franja horaria según la disponibilidad individual
- No ingerir alimentos, alcohol, productos con cafeína ni tabaco en las 2-3 horas previas a cada intervención
- No modificar de manera significativa la alimentación de los días previos.
- No haber realizado un esfuerzo alto o inusual 24 horas antes, manteniendo el régimen habitual de actividad física en todo caso
- Llevar ropa y calzado adecuado y cómodo.

Es necesario que si Vd. decide participar en este estudio, se comprometa a asistir a las sesiones de toma de datos. En el momento en que la falta de asistencia sea repetida y provoque que no se cumplan los periodos de tiempo fijados, se decidirá a apartarle del estudio.

¿Qué riesgos o inconvenientes tiene?

La realización de las cargas de trabajo diseñadas puede generar fatiga y dolor muscular de aparición tardía (“agujetas”). Para reducir cualquier riesgo de lesión, todas las valoraciones

irán precedidas por un calentamiento específico diseñado y dirigido por un especialista. Las ejecuciones de los ejercicios serán supervisadas por al menos un investigador experimentado.

Si durante el transcurso del estudio se conociera información relevante que afecte a la relación entre el riesgo y el beneficio de la participación, se le transmitirá para que pueda decidir abandonar o continuar.

¿Obtendré algún beneficio por participar?

No se espera que Vd. obtenga beneficio directo por participar en el estudio. El único beneficio es valorar qué tipo de metodología de entrenamiento de fuerza proporciona un mejor estímulo para el entrenamiento y la mejora del rendimiento neuromuscular tanto en segmento entrenado como en el no entrenado.

¿Recibiré la información que se obtenga del estudio?

Si Vd. lo desea, se le facilitará un resumen de los resultados del estudio.

También podrá recibir los resultados de las pruebas que se le practiquen si así lo solicita. Estos resultados pueden no tener aplicación clínica ni una interpretación clara, por lo que, si quiere disponer de ellos, deberían ser comentados con el investigador principal del estudio.

¿Se publicarán los resultados de este estudio?

Los resultados de este estudio serán difundidos en publicaciones científicas, pero no se transmitirá ningún dato que pueda llevar a la identificación de los participantes.

¿Cómo se protegerá la confidencialidad de mis datos?

El tratamiento, comunicación y cesión de sus datos se hará conforme a lo dispuesto por la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal. En todo momento, Vd. podrá acceder a sus datos, corregirlos o cancelarlos.

Sólo el equipo investigador tendrá acceso a todos los datos recogidos por el estudio. Se podrá transmitir a terceros información que no pueda ser identificada. En el caso de que alguna información sea transmitida a otros países, se realizará con un nivel de protección de los datos equivalente, como mínimo, al exigido por la normativa de nuestro país. La transmisión de datos a terceros tiene por finalidad el realizar un análisis más exhaustivo de algunos parámetros registrados que por razones técnicas no podrían ser analizados en nuestro laboratorio.

¿Existen intereses económicos en este estudio?

Vd. no será retribuido por participar.

Es posible que de los resultados del estudio se deriven productos comerciales o patentes. En este caso, Vd. no participará de los beneficios económicos originados.

Todas las mediciones se llevarán a cabo en las instalaciones de la Facultad de Ciencias del Deporte y la Educación Física de la Universidade da Coruña, por lo que en ningún caso se contempla el alquiler o arrendamiento de instalaciones.

¿Quién me puede dar más información?

Puede contactar con Dr. Eliseo Iglesias Soler *en el teléfono 981167000 (ext.4061)* o en la *dirección de correo* eliseo@udc.es para más información.

Muchas gracias por su colaboración.

- Hoja de consentimiento informado

DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

TÍTULO: Efectos de la configuración de la serie del entrenamiento de fuerza en el fenómeno de “cross-education”

Yo,

- He leído la hoja de información al participante del estudio arriba mencionado que se me entregó, he podido hablar con el investigador principal del proyecto y hacerle todas las preguntas sobre el estudio necesarias para comprender sus condiciones y considero que he recibido suficiente información sobre el estudio.
- Comprendo que mi participación es voluntaria, y que puedo retirarme del estudio cuando quiera, sin tener que dar explicaciones.
- Accedo a que se utilicen mis datos en las condiciones detalladas en la hoja de información al participante.
- Presto libremente mi conformidad para participar en el estudio.

Respeto a la conservación y utilización futura de los datos y/o muestras detallada en la hoja de información al participante,

- NO accedo a que mis datos sean conservados una vez terminado el presente estudio
- Accedo a que mis datos se conserven una vez terminado el estudio, siempre y cuando sea imposible, incluso para los investigadores, identificarlos por ningún medio
- Accedo a que los datos y/o muestras se conserven para usos posteriores en líneas de investigación relacionadas con la presente, y en las condiciones mencionadas.

En cuanto a los resultados de las pruebas realizadas,

- DESEO conocer los resultados de mis pruebas
- NO DESEO conocer los resultados de mis pruebas

El/la participante,

El/la investigador/a,

X.3. Anexo III: consentimiento informado para el estudio de tren inferior

- Hoja de información

HOJA DE INFORMACIÓN AL PARTICIPANTE

TÍTULO: Efectos de la configuración de la serie del entrenamiento de fuerza en el fenómeno de “cross-education”

INVESTIGADOR PRINCIPAL: Eliseo Iglesias Soler

Este documento tiene por objeto ofrecerle información sobre un **estudio de investigación** en el que se le invita a participar. Este estudio se está realizando desde la Facultad de Ciencias do Deporte y la Educación Física (INEF Galicia), Universidade da Coruña.

Si decide participar en el mismo, debe recibir información personalizada del investigador, **leer antes este documento** y hacer todas las preguntas que necesite para comprender los detalles sobre el mismo. Si así lo desea, puede llevar el documento, consultarlo con otras personas, y tomarse el tiempo necesario para decidir si participar o no.

La participación en este estudio es completamente **voluntaria**. Vd. puede decidir no participar o, si acepta hacerlo, cambiar de opinión retirando el consentimiento en cualquier momento sin obligación de dar explicaciones.

¿Cuál es el propósito del estudio?

El propósito del presente estudio es contrastar el efecto que sobre el segmento no entrenado generan dos programas de entrenamiento de la fuerza diferentes entre sí respecto al tipo de estructuración temporal de la serie.

¿Por qué me ofrecen participar a mí?

La selección de las personas invitadas a participar depende de unos criterios que están descritos en el protocolo de la investigación. Estos criterios sirven para seleccionar a la población en la que se responderá el interrogante de la investigación. Vd. es invitado a participar porque

potencialmente cumple esos criterios, al ser una persona sana, mayor de edad y físicamente activa.

¿En qué consiste mi participación?

El estudio consistirá en 3 sesiones de familiarización, 5 sesiones de evaluación inicial (pretest), 10 sesiones de entrenamiento y 5 sesiones de valoración final. Las evaluaciones inicial y final, así como la familiarización se realizarán para la acción de extensión unilateral de rodilla de ambas piernas. En el caso de las sesiones de entrenamiento, estas serán llevadas a cabo sólo en el segmento dominante. Tras las valoraciones iniciales, Vd. será asignado aleatoriamente a uno de los dos grupos experimentales, o bien al grupo control. En este caso usted no tendrá que llevar a cabo las sesiones de entrenamiento. Su participación en el estudio no prolongará más allá del 18 de diciembre de 2015. De las 16 sesiones (excluidas las 2 destinadas a familiarización), 10 de ellas consistirán en la ejecución de un modelo de entrenamiento, 2 en la obtención de su máxima fuerza dinámica en el ejercicio de extensión unilateral de rodilla (1RM), 1 en la obtención de la máxima carga movilizable en 10 repeticiones (10RM), 1 en el registro del número máximo de repeticiones con 10RM obtenido en el pretest y 2 sesiones de pruebas neurofisiológicas. Estas mediciones se harán en días separados por al menos por 48 horas.

En todas las sesiones habrá una monitorización de diferentes variables a través del dinamómetro isoinercial T-Force.

Para garantizar unas condiciones experimentales adecuadas se deberá:

- Realizar todas las pruebas en la misma franja horaria según la disponibilidad individual
- No ingerir alimentos, alcohol, productos con cafeína ni tabaco en las 2-3 horas previas a cada intervención
- No modificar de manera significativa la alimentación de los días previos.
- No haber realizado un esfuerzo alto o inusual 24 horas antes, manteniendo el régimen habitual de actividad física en todo caso
- Llevar ropa y calzado adecuado y cómodo.

Es necesario que si Vd. decide participar en este estudio, se comprometa a asistir a las sesiones de toma de datos. En el momento en que la falta de asistencia sea repetida y provoque que no se cumplan los periodos de tiempo fijados, se decidirá a apartarle del estudio.

¿Qué riesgos o inconvenientes tiene?

La realización de las cargas de trabajo diseñadas puede generar fatiga y dolor muscular de aparición tardía (“agujetas”). Para reducir cualquier riesgo de lesión, todas las valoraciones irán precedidas por un calentamiento específico diseñado y dirigido por un especialista. Las ejecuciones de los ejercicios serán supervisadas por al menos un investigador experimentado.

Si durante el transcurso del estudio se conociera información relevante que afecte a la relación entre el riesgo y el beneficio de la participación, se le transmitirá para que pueda decidir abandonar o continuar.

¿Obtendré algún beneficio por participar?

No se espera que Vd. obtenga beneficio directo por participar en el estudio. El único beneficio es valorar qué tipo de metodología de entrenamiento de fuerza proporciona un mejor estímulo para el entrenamiento y la mejora del rendimiento neuromuscular tanto en segmento entrenado como en el no entrenado.

¿Recibiré la información que se obtenga del estudio?

Si Vd. lo desea, se le facilitará un resumen de los resultados del estudio.

También podrá recibir los resultados de las pruebas que se le practiquen si así lo solicita. Estos resultados pueden no tener aplicación clínica ni una interpretación clara, por lo que, si quiere disponer de ellos, deberían ser comentados con el investigador principal del estudio.

¿Se publicarán los resultados de este estudio?

Los resultados de este estudio serán difundidos en publicaciones científicas, pero no se transmitirá ningún dato que pueda llevar a la identificación de los participantes.

¿Cómo se protegerá la confidencialidad de mis datos?

El tratamiento, comunicación y cesión de sus datos se hará conforme a lo dispuesto por la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal. En todo momento, Vd. podrá acceder a sus datos, corregirlos o cancelarlos.

Sólo el equipo investigador tendrá acceso a todos los datos recogidos por el estudio. Se podrá transmitir a terceros información que no pueda ser identificada. En el caso de que alguna información sea transmitida a otros países, se realizará con un nivel de protección de los datos equivalente, como mínimo, al exigido por la normativa de nuestro país. La transmisión de datos

a terceros tiene por finalidad el realizar un análisis más exhaustivo de algunos parámetros registrados que por razones técnicas no podrían ser analizados en nuestro laboratorio.

¿Existen intereses económicos en este estudio?

Vd. no será retribuido por participar.

Es posible que de los resultados del estudio se deriven productos comerciales o patentes. En este caso, Vd. no participará de los beneficios económicos originados.

Todas las mediciones se llevarán a cabo en las instalaciones de la Facultad de Ciencias del Deporte y la Educación Física de la Universidade da Coruña, por lo que en ningún caso se contempla el alquiler o arrendamiento de instalaciones.

¿Quién me puede dar más información?

Puede contactar con Dr. Eliseo Iglesias Soler **en el teléfono 981167000 (ext.4061)** o en la **dirección de correo** eliseo@udc.es para más información.

Muchas gracias por su colaboración.

- Hoja de consentimiento informado**DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO**

TÍTULO: Efectos de la configuración de la serie del entrenamiento de fuerza en el fenómeno de “cross-education”

Yo,

- He leído la hoja de información al participante del estudio arriba mencionado que se me entregó, he podido hablar con el investigador principal del proyecto y hacerle todas las preguntas sobre el estudio necesarias para comprender sus condiciones y considero que he recibido suficiente información sobre el estudio.
- Comprendo que mi participación es voluntaria, y que puedo retirarme del estudio cuando quiera, sin tener que dar explicaciones.
- Accedo a que se utilicen mis datos en las condiciones detalladas en la hoja de información al participante.
- Presto libremente mi conformidad para participar en el estudio.

Respeto a la conservación y utilización futura de los datos y/o muestras detallada en la hoja de información al participante,

- NO accedo a que mis datos sean conservados una vez terminado el presente estudio
- Accedo a que mis datos se conserven una vez terminado el estudio, siempre y cuando sea imposible, incluso para los investigadores, identificarlos por ningún medio
- Accedo a que los datos y/o muestras se conserven para usos posteriores en líneas de investigación relacionadas con la presente, y en las condiciones mencionadas.

En cuanto a los resultados de las pruebas realizadas,

- DESEO conocer los resultados de mis pruebas
- NO DESEO conocer los resultados de mis pruebas

El/la participante,

El/la investigador/a,

X.4. Anexo IV: Tablas de datos descriptivos del 1RM

X.4.1. 1RM tren superior segmento no entrenado

Tabla 39. 1RM (kg) del segmento no entrenado

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=12	PRE	12	40	23.4	9.2	<i>P</i> = 0.352 <i>F</i> _{1,32} =0.893 η^2 = 0.028	<i>P</i> = 0.062 <i>F</i> _{1,32} =30.04 η^2 =0.134	<i>P</i> = 0.038 <i>F</i> _{1,32} =3.64 η^2 =0.19
	POST	12	39	23.3	9.1			
CT n=11	PRE	13	48	28.1	10.3			
	POST	13	45	28.1	10.2			
TT n=12	PRE	10	54	28.8	11.9			
	POST	10	60	30.9*	13.3			

**P* ≤ 0.05

1RM: una repetición máxima. CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

X.4.2. 1RM tren superior segmento entrenado

Tabla 40. 1RM (kg) del segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=12	PRE	11	44	25	25	<i>P</i> <0.001 <i>F</i> _{1,32} =16.364 η^2 =0.338	<i>P</i> = 0.486 <i>F</i> _{2,32} =0.737 η^2 =0.044	<i>P</i> = 0.003 <i>F</i> _{2,32} =7.131 η^2 =0.308
	POST	10	42	24.9	24.9			
CT n=11	PRE	12	54	29.5	12.2			
	POST	14	50	30.5†	10.8			
TT n=12	PRE	12	55	28.7	12.1			
	POST	13	60	31.3*	13.1			

**P* ≤ 0.05

† 0.05 < *P* ≤ 0.1

1RM: una repetición máxima. CON: control; TT: Grupo de entrenamiento con CST; CT: grupo de entrenamiento con CSC; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

X.4.3. 1RM tren inferior segmento no entrenado

Tabla 41. 1RM (kg) del segmento no entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	Tiempo	Grupo	Interacción
CON n=10	PRE	33.5	87.5	64.4	19.4	$P=0.001$ $F_{1,32}=12.293$ $\eta^2=0.284$	$P=0.997$ $F=0.002$ $\eta^2<0.01$	$P=0.009$ $F=5.493$ $\eta^2=0.262$
	POST	31.0	88.5	64.4	19.2			
CT n=10	PRE	36.0	87.5	64	19.3			
	POST	38.5	92.5	66.0	19.2			
TT n=14	PRE	36.0	92.5	61.9	16			
	POST	37.0	97.5	67.4*	15.8			

* $P \leq 0.05$

1RM: una repetición máxima. CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

X.4.4. 1RM tren inferior segmento entrenado

Tabla 42. 1RM (kg) del segmento entrenado.

Grupo	Eval	Min	Máx	Media	SD	TIEMPO	GRUPO	INTERACCIÓN
CON n=10	PRE	33.5	87.5	63	18.8	$P < 0.001$ $F_{1,32} = 61.04$ $\eta^2 = 0.644$	$P = 0.772$ $F_{1,32} = 0.216$ $\eta^2 = 0.017$	$P < 0.001$ $F_{2,32} = 12.46$ $\eta^2 = 0.452$
	POST	32.5	87.5	63.2	18.5			
CT n=10	PRE	40.0	87.5	63.6	17.7			
	POST	42.0	100.0	74.4*	20.2			
TT n=14	PRE	33.5	85.0	62.3	17			
	POST	35.0	92.5	70.7*	18.6			

* $P \leq 0.05$

1RM: una repetición máxima. CON: control; CT: grupo de entrenamiento cluster; TT: grupo de entrenamiento tradicional; Eval: evaluación; Min: mínimo; Máx: máximo; SD: desviación estándar; PRE: pretest; POST: posttest.

X.5. Anexo V: Producción científica asociada a la tesis

Artículo

1. Fariñas J, Mayo X, Giraldez-García MA, Carballeira E, Fernandez-Del-Olmo M, Rial-Vazquez J, *et al.* set configuration in strength training programs modulates the cross education phenomenon. *J Strength Cond Res.* 2019;(12):1

Participaciones en congresos

- Fariñas, J. *Cross education: ganancia de fuerza en el miembro no entrenado.* 12º congreso internacional de Ciencias del deporte y la salud. Medicina, enfermería, Fisioterapia, Psicología, Nutrición, Educación Física y Deporte. 2-4 de junio de 2016. ISBN- 978-84-943477-3-3 Pontevedra. España. Conferencia plenaria.
- Fariñas J, Giraldez García M.A, Río Rodríguez D, Iglesias Soler. La configuración de la serie no afecta a la magnitud del fenómeno de "Cross education" E. IX Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Toledo. España(21-23 de abril de 2016). Comunicación Oral.
- Fariñas, J., Giraldez -García, M.A., Mayo, X., Carballeira, E., Rial-Vázquez, J., Iglesias-Soler. *Cross-education effect depends on set configuration of biceps curl strength training.* 23th Annual Congress of the European College of Sport Science, Dublin (July 2018). Oral Presentation
- Fariñas, J; Iglesias-Soler, E; Giráldez-García, M. A; Carballeira, E; Rial-Vázquez, J; Mayo, X; Fernández-Del-Olmo, M. *Cross-education effect depends on set configuration in elbow flexors strength training.* X International Congress of the Spanish sport science association, A Coruña (November 2018). Poster
- Fariñas, J., Iglesias-Soler, E., Giraldez-García, M.A., Carballeira, E., Mayo, X., Fernandez-del-Olmo, Miguel. La magnitud de la serie se ve afectada por la configuración de la serie en el ejercicio de leg extension. X congreso internacional de la AECD. A Coruña (noviembre de 2018). Poster.
- Fariñas, J., Giraldez -García, M.A., Mayo, X., Carballeira, E., Rial-Vázquez, J., Iglesias-Soler. *Cross-education effect depends on set configuration of biceps curl strength training.* E. ECSS Prague (july 2019). Poster
- Fariñas J, Fariñas, J. Giraldez-García, M.A., Mayo, X., Carballeira, E., Rial-Vázquez, J., Iglesias-Soler, E. *Cross education is modulated by set configuration.* International Sport Forum on Strength, Training and Nutrition, Madrid 15-16 (November 2019). Oral Presentation.

X.6. Anexo VI: producción científica asociada al grupo de investigación

Artículos

- Mayo X, Iglesias-Soler E, Fariñas-Rodríguez J, Fernández-Del-Olmo M, Kingsley JD. Exercise type affects cardiac vagal autonomic recovery after a resistance training session. *J Strength Cond Res.* 2016;30(9):2565–73.
- Iglesias-Soler E, Mayo X, Dopico X, Fernández-Del-Olmo M, Carballeira E, Fariñas J, *et al.* Effects of bilateral and non-dominant practices on the lateral preference in judo matches. *J Sports Sci [Internet].* 2018;36(1):111–5.
- Iglesias-Soler E, Mayo X, Río-Rodríguez D, Carballeira E, Fariñas J, Fernández-del-Olmo M. Inter-Repetition Rest Training and Traditional Set Configuration Produce Similar Strength Gains Without Cortical Adaptations. *J Sports Sci.* 2015;0414(December).
- Iglesias-soler E, Fariñas J, Mayo X, Santos L, Jaric S. Comparison of different regression models to fit the force – velocity relationship of a knee extension exercise. *Sport Biomech [Internet].* 2018; 3141:1–16.
- Iglesias-Soler, E., Fernández-del-Olmo, M., Mayo, X., Fariñas, J., Río-Rodríguez, D., Carballeira, E., Carnero, E.A., Standley, R.A., Giráldez-García M.A., Dopico-Calvo, X., and Tuimil, J.L. Changes in the force-velocity mechanical profile after short resistance training programmes differing in set configurations. *Journal of Applied Biomechanics.* November 3, 2016.
- Rial-Vázquez J, Mayo X, Tufano JJ, Fariñas J, Rúa-Alonso M, Iglesias-Soler E. *Cluster vs. traditional training programmes: changes in the force–velocity relationship.* *Sport Biomech.* 2020 Mar 5;00(00):1–19.

Participaciones en congresos

- Rúa-Alonso, M., Iglesias-Soler, E., Mayo, X., Rial-Vázquez, J., Farinas, J. Acute effect on glycolytic involvement after resistance training sessions differing in set configuration. XI Symposium on Metabolism - Ageing & Metabolism, O Porto. (October, 2019). Póster.
- Rial-Vázquez, J., Iglesias-Soler, E., Rúa-Alonso, M., Farinas, J. Evolution of the velocity loss and the glycolytic involvement throughout two resistance training programmes differing in set configuration. International Sport Forum Congress, Madrid (November, 2019). Poster.
- Rúa-Alonso, M. Iglesias-Soler, E. Mayo, X. Rial-Vázquez, J. Fariñas, J. (2019) Acute changes in heart rate variability after resistance training sessions differing in set configuration. 24th Annual Congress of the European College of Sport Science. Praga, Czech Republic, (July 2019). Oral Presentation

- Rial-Vázquez, J. Iglesias-Soler, E. Fariñas-Rodríguez, J. Rúa-Alonso, M. (2019) Changes in the location on Force-Velocity relationship of force and velocity performed with the 1RM load after two resistance training programs differing in set configuration. 24th Annual Congress of the European College of Sport Science. Praga, Czech Republic (July 2019). Oral Presentation
- Rial-Vázquez, J; Iglesias-Soler, E; Fariñas, J; Rúa-Alonso, M; Rodríguez Quintana, S. Changes in Force-Velocity Profile performing different resistance training programmes differing in set configuration for bench press exercise. X International Congress of the Spanish sport science association, A Coruña (November 2018). Poster
- Rial-Vázquez, J; Iglesias-Soler, E; Fariñas, J; Rúa-Alonso, M; Rodríguez Quintana, S. Changes in Force-Velocity Profile performing different resistance training programmes differing in set configuration for parallel squat exercise. X International Congress of the Spanish sport science association, A Coruña (November 2018) Poster
- Rúa-Alonso, M., Iglesias-Soler, E., Mayo, X., Rial-Vázquez, J., Farinas, J. Similar velocity loss between men and women during resistance training sessions differing in set configuration. International Sport Forum Congress, Madrid (November, 2019). Oral Presentation.
- Rial-Vázquez, J; Iglesias-Soler, E; Fariñas, J; Rúa-Alonso, M; Rodríguez Quintana, S. Changes in Force-Velocity Profile performing different resistance training programmes differing in set configuration for parallel squat exercise. X International Congress of the Spanish sport science association, A Coruña (November 2018) Poster.
- Mayo X, Fariñas J, Giráldez-García M, Fernández-del-Olmo M, Iglesias-Soler E. Un ejercicio de fuerza afecta a la sincronización parasimpática entre la actividad autónoma y barorrefleja. IX Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Toledo; 2016.
- Mayo X, Iglesias-soler E, Fustes-Piñeiro S, González-Hernández R. *Neuromuscular performance is affected by set configuration and the type of resistance exercise*. NSCA IV International Conference. Murcia; 2014.