

**EFFECTO AGUDO Y A LARGO PLAZO
DE LA TÉCNICA *ACTIVE ISOLATED STRETCHING*
SOBRE EL RANGO DE MOVIMIENTO Y LA FUERZA**

Tesis Doctoral

Programa de doctorado: “Nuevas Perspectivas
en Investigación en Ciencias de la Actividad
Física y el Deporte”

**Presentada por:
Alejandro Robles Fuentes**

**Directores:
Dr. Jesús López Bedoya
Dra. Mercedes Vernetta Santana**



UNIVERSIDAD DE GRANADA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE
DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA

2010

Editor: Editorial de la Universidad de Granada
Autor: Alejandro Robles Fuentes
D.L.: GR 4508-2011
ISBN: 978-84-694-6678-0

A mis padres

Ana y Alejandro

A mis hermanos

José Ramón, Lucio,
Encarnación y María Lidia

AGRADECIMIENTOS

A toda mi familia que siempre me han apoyado y animado. Sin ellos, nunca habría llegado hasta aquí.

A los miembros de mi grupo de investigación natal (CTS 171) y a los de mi grupo de investigación de adopción (CTS 545). Ambos grupos me han aportado experiencias y conocimientos de gran valor para mi labor de investigación.

A los compañeros que desinteresadamente me han ayudado en las sesiones de entrenamiento y en la toma y procesado de datos.

A todas las personas que participaron como sujetos experimentales, sin ellos nada de esto sería posible.

A Jesús López Bedoya y Mercedes Vernetta Santana. Ellos me han mostrado el camino, me han ayudado en todo momento y han sido muy pacientes conmigo en todo el proceso.

Índice de Contenidos

Índice de Contenidos.....	i
Índice de Tablas.....	iv
Índice de Figuras.....	v
Listado de Abreviaturas.....	viii
PRESENTACIÓN.....	1
PRIMERA PARTE, MARCO TEÓRICO.....	7
CAPÍTULO I. Marco conceptual de la flexibilidad.....	9
I.1. Definición de flexibilidad.....	9
I.2. Evaluación de la flexibilidad.....	10
I.3. Factores limitantes.....	13
I.3.1. Propiedades mecánicas pasivas de las unidades mio-tendinosas.....	18
I.3.2. Aspectos neuromusculares.....	21
I.4. Técnicas de estiramiento.....	27
I.4.1. Distinción Método/Técnica.....	28
I.4.2. Técnicas.....	29
I.4.2.1. Técnicas Estáticas.....	29
I.4.2.2. Técnicas Dinámicas.....	34
I.4.2.3. Técnicas Mixtas.....	35
I.5. Qué ocurre durante el estiramiento.....	37
I.6. Efectos agudos de los estiramientos sobre el ROM.....	40
I.7. Efectos a largo plazo de los estiramientos sobre el ROM.....	42
CAPÍTULO II. Marco conceptual de la fuerza.....	47
II.1. Definición de fuerza.....	47
II.2. Manifestaciones de la fuerza.....	47
II.2.1. Fuerza isométrica.....	48
II.2.2. Test de saltos.....	49
II.3. Efectos agudos de los estiramientos sobre la fuerza.....	54
CAPÍTULO III. Antecedentes del objeto de estudio y planteamiento de los objetivos.....	59
III.1. Introducción.....	59
III.2. Revisión de Investigaciones.....	59
III.2.1. Sistema de documentación y selección de información.....	59
III.2.2. Análisis de la información seleccionada.....	59
III.2.2.1. Estudios relacionados con el Hold Relax y el Estiramiento Estático Pasivo.....	60
III.2.2.2. Estudios relacionados con el <i>Active Isolated Stretching</i>	64
III.3. Planteamiento del problema y objetivos generales del trabajo.....	66
III.3.1. Hipótesis.....	70
SEGUNDA PARTE, ESTUDIOS EXPERIMENTALES.....	71
CAPÍTULO IV. Primer estudio.....	73
IV.1. Método del primer estudio.....	73
IV.1.1. Sujetos.....	73
IV.1.2. Diseño.....	73
IV.1.3. Aparatos y material.....	74
IV.1.4. Procedimiento.....	74
IV.1.4.1. Evaluación del ROM.....	74
IV.1.4.2. Entrenamiento.....	75
IV.1.5. Análisis estadístico.....	78
IV.1.5.1. Test preliminares.....	78
IV.1.5.2. Test de fiabilidad.....	79
IV.2. Resultados del primer estudio.....	80
IV.2.1. Flexibilidad activa.....	80
IV.2.2. Flexibilidad pasiva.....	81

CAPÍTULO V. Segundo estudio.....	83
V.1. Método del segundo estudio.....	83
V.1.1. Sujetos.....	83
V.1.2. Diseño.....	83
V.1.3. Aparatos y material.....	84
V.1.4. Procedimiento.....	84
V.1.4.1. Evaluación del ROM.....	85
V.1.4.2. Evaluación de la fuerza máxima isométrica.....	86
V.1.4.3. Entrenamiento.....	87
V.1.5. Análisis estadístico.....	88
V.1.5.1. Test preliminares.....	88
V.1.5.2. Test de fiabilidad.....	89
V.2. Resultados del segundo estudio.....	90
V.2.1. Flexibilidad activa.....	90
V.2.2. Flexibilidad pasiva.....	92
V.2.3. Fuerza máxima isométrica.....	93
CAPÍTULO VI. Tercer estudio.....	95
VI.1. Método del tercer estudio.....	95
VI.1.1. Sujetos.....	95
VI.1.2. Diseño.....	95
VI.1.3. Aparatos y material.....	96
VI.1.4. Procedimiento.....	96
VI.1.4.1. Evaluación de la altura de salto.....	97
VI.1.4.2. Entrenamiento.....	98
VI.1.5. Análisis estadístico.....	99
VI.1.5.1. Test preliminares.....	99
VI.1.5.2. Test de fiabilidad.....	100
VI.2. Resultados del tercer estudio.....	101
VI.2.1. Altura de salto en el SJ.....	101
VI.2.2. Altura de salto en el CMJ.....	102
CAPÍTULO VII. Discusión.....	105
VII.1. Discusión del primer estudio.....	105
VII.1.1. Flexibilidad pasiva.....	105
VII.1.2. Flexibilidad activa.....	107
VII.2. Discusión del segundo estudio.....	110
VII.2.1. Flexibilidad activa y pasiva.....	110
VII.2.2. Fuerza máxima isométrica.....	114
VII.3. Discusión del tercer estudio.....	116
VII.4. Discusión global.....	121
CAPÍTULO VIII. Conclusiones, aplicaciones prácticas y perspectivas futuras.....	123
VIII.1. Conclusiones del primer estudio.....	123
VIII.2. Conclusiones del segundo estudio.....	123
VIII.3. Conclusiones del tercer estudio.....	123
VIII.4. Aplicaciones prácticas.....	124
VIII.5. Perspectivas futuras.....	125
ANEXOS.....	127
ANEXO I: Hoja de información.....	129
ANEXO II: Instrucciones para participación.....	130
ANEXO III: Hoja de consentimiento informado.....	131
ANEXO IV: Proceso de digitalización de puntos anatómicos.....	132
ANEXO V: Movilidad articular para calentamiento.....	133
ANEXO VI: Efectos principales y efectos simples del ANOVA factorial.....	135
ANEXO VII: Control de la Fuerza FCAFD.....	136
REFERENCIAS.....	137

Índice de Tablas

Tabla 1: Estudios relacionados con el EEP.....	62
Tabla 2: Estudios en los que se compara HR con EEP.....	63
Tabla 3: Resumen de las investigaciones realizadas en torno al AIS.	65
Tabla 4: Datos descriptivos de los sujetos del primer estudio. Número de sujetos (n), edad, peso y talla. 73	
Tabla 5: Resultados fiabilidad primer estudio. Coeficiente de correlación intraclase, error típico de medida y coeficiente de variación; acompañados de su intervalo de confianza al 95%.....	80
Tabla 6: Resultados primer estudio. Rangos de movimiento de cadera en flexión, activo y pasivo, pre y post-tratamiento. Porcentaje de mejora entre pretest y postest (% mejora). Efectos principales y efectos simples.....	81
Tabla 7: Datos descriptivos de los sujetos del segundo estudio. Número de sujetos (n), edad, peso y talla.	83
Tabla 8: Resultados fiabilidad segundo estudio. Coeficiente de correlación intraclase, error típico de medida y coeficiente de variación; acompañados de su intervalo de confianza al 95%.....	90
Tabla 9: Resultados segundo estudio. Rangos de movimiento de cadera en flexión, activo y pasivo, pre y pos-tratamiento. Fuerza isométrica máxima pre y pos-tratamiento. Porcentaje de mejora entre pretest y postest (% mejora). Efectos principales y efectos simples.....	91
Tabla 10: Datos descriptivos de los sujetos del tercer estudio. Número de sujetos (n), edad, peso y talla..	95
Tabla 11: Resultados fiabilidad tercer estudio. Coeficiente de correlación intraclase, error típico de medida y coeficiente de variación; acompañados de su intervalo de confianza al 95%.....	101
Tabla 12: Resultados tercer estudio. Altura de salto durante el SJ y el CMJ en cada situación experimental pre y pos-tratamiento. Porcentaje de mejora entre pretest y postest (% mejora). Efectos principales y efectos simples.....	102

Índice de Figuras

Figura 1: Test para la evaluación específica de la flexibilidad isquiotibial. A la derecha abajo, el SLRT (Rolls & George, 2004); a la derecha arriba, el KET en tendido supino (Decoster et al., 2004); a la izquierda, el KET sentado con espalda recta (Whatman et al., 2006).	11
Figura 2: Test de evaluación general de flexibilidad de la cadena posterior. A la izquierda, ilustración del SRT (Holt et al., 1999); en el centro, representación de la cadena muscular posterior; a la derecha, representación del TTT (Holt et al., 1999).....	12
Figura 3: Formas de evaluación de la flexibilidad. Primer grupo: específica o general. Segundo grupo: estática o dinámica.....	13
Figura 4: Modelo de transmisión de fuerzas en una fibra muscular (De Deyne, 2001). La tensión durante el estiramiento es transmitida a través de los componentes de la matriz extracelular (glucógeno intersticial y glucoproteínas). Las glucoproteínas se unen a proteínas de membrana (integrinas y distroglicanos). A estas proteínas de membrana se unen intracelularmente las costameras (estructuras compuestas de ditrofina, β -espectrina, talina, vinculina, desmina y otras), que a su vez se unen a las líneas Z (α -actina). Dos líneas Z adyacentes están unidas entre sí por la titina.	16
Figura 5: Representación esquemática de la titina y sus estructuras en reposo (a) y durante el estiramiento (b-e) (Tskhovrebova et al., 1997).	18
Figura 6: Modelo viscoelástico (Taylor et al., 1990). Modelo de Hooke (A) para el comportamiento elástico. Representado por un muelle donde la deformación es proporcional sólo a la fuerza. Modelo de Newton del pistón hidráulico (B), para el comportamiento viscoso. El pistón contiene un fluido viscoso y la velocidad de desplazamiento del pistón es directamente proporcional a la fuerza. Modelo viscoelástico (C), donde el muelle y el pistón se pueden combinar en serie o en paralelo.....	19
Figura 7: Representación de la curva momento/ángulo mientras se somete a estiramiento el músculo. Se aprecia la típica respuesta viscoelástica no lineal durante el estrés de tracción (Magnusson, 1998).	19
Figura 8: Arriba-izquierda, representa una maniobra de estiramiento muscular donde hay una primera fase dinámica (elongación de la musculatura) y otra fase estática (manteniendo la elongación). El momento de fuerza disminuye con el tiempo a un ángulo constante, stress-relaxation (Magnusson, 1998). Arriba-derecha, representación de la fluencia o creep, a una carga constante aparece una deformación continua, en este caso es una observación indirecta (Fowles et al., 2000). Abajo-izquierda, hysteresis durante un estiramiento muscular, el área debajo la curva es mayor durante la carga (estiramiento) que durante la descarga (recobrar la posición inicial) (McHugh et al. 1998). Abajo-derecha, fase dinámica de un estiramiento aplicado sobre el tríceps sural a dos velocidades distintas (Gajdosik et al., 2005). Se aprecia como cuando la velocidad del estiramiento es mayor la resistencia pasiva que ofrece el músculo también lo es.....	21
Figura 9: Frecuencia de impulsos de las fibras sensitivas primarias de los husos neuromusculares (Durkovic, 1976). Muestra un nivel de descarga de reposo antes del estiramiento. Al iniciar el estiramiento aparece un aumento brusco de los impulsos nerviosos (“Initial Burst”), que corresponde con el momento en que se deshacen puentes cruzados de actina y miosina que aparecen de forma esporádica durante el reposo (tixotropía). La frecuencia de impulsos nerviosos aumenta mientras se está estirando el sensor (respuesta dinámica) hasta que alcanza un pico máximo (“Peak”). Mientras se mantiene la posición de estiramiento la frecuencia de descarga permanece con un nivel de respuesta estática (“Static”).....	23
Figura 10: Representación del reflejo de estiramiento y del reflejo de inhibición recíproca. Los signos positivos (+) indican sinapsis excitatorias y los signos negativos (-) indican sinapsis inhibitoria.....	25
Figura 11: Representación del reflejo de inhibición autógena. Los signos positivos (+) indican sinapsis excitatorias y los signos negativos (-) indican sinapsis inhibitoria.....	26
Figura 12: Tipos básicos de estiramiento estático: a) estiramiento estático pasivo (EEP); b) estiramiento estático pasivo-activo (EEPA); c) estiramiento estático activo-asistido (EEAA); d) estiramiento estático activo (EEA) (Alter, 1990).....	30

Figura 13: Representación esquemática del estiramiento isométrico. A) músculo relajado. B) músculo estirado. C) músculo contraído mientras está estirado. L1, L2, y L3 es la longitud del tendón. Observa que L1 es menor que L2 y éste a su vez menor que L3.....	33
Figura 14: Progresión en la realización de estiramientos (Zachazewski, 1990, citado por Alter, 1998). Describe las dos formas básicas de estiramiento balístico y las dos de tirones o rebotes.....	35
Figura 15: Propuesta de taxonomía de técnicas de estiramiento.....	36
Figura 16: Izquierda (A y B): Respuesta mecánica durante la aplicación de una serie de doce repeticiones de estiramiento (Fowles et al, 2000), muestra los tres primeros juntos y, separado, el último. Derecha (C y D): Respuesta mecánica donde se aumenta el nivel de estiramiento en una única repetición (Magnusson et al., 1996a). A y D) ROM en función del tiempo. B y C) Momento de fuerza pasivo en función del tiempo.	38
Figura 17: Representación de la respuesta mecánica durante un estiramiento con contracción previa (Magnusson et al., 1996a). A) Momento de fuerza pasivo en función del tiempo. B) ROM en función del tiempo.....	40
Figura 18: Modelo de respuesta mecánica durante la fase dinámica de un estiramiento utilizado como test de evaluación del ROM. A) mejora del ROM no acompañada de una mejora del momento pico de torsión. Indica alteración de las propiedades viscoelásticas tras el entrenamiento (reducción del stiffness pasivo). B) mejora del ROM acompañada de una mejora del momento pico de torsión. Indica que no ha habido alteraciones de las propiedades viscoelásticas tras el entrenamiento.....	44
Figura 19: Representación de la relación fuerza-ángulo dependiendo de la longitud muscular. El sujeto A tiene menos sarcómeros en serie que B. Observa que A tiene el pico máximo de fuerza a menor ángulo que B. L1 y L2 representa la longitud del tendón ($L1 = L2$).....	45
Figura 20: Manifestaciones de la fuerza y su relación con las acciones musculares (adaptado de González-Badillo & Gorostiaga, 2002).....	48
Figura 21: Modelo de Vittori para las manifestaciones dinámicas de la fuerza, los factores que intervienen en la capacidad de salto vertical y los test utilizados para evaluar cada una de ellas (adaptado de Vittori, 1990).....	50
Figura 22: A) Representación de la curva fuerza-tiempo durante el CMJ y el SJ registrado mediante plataforma de fuerza (Reiser, Rocheford & Armstrong, 2006). B) Representación de impulso desarrollado durante los saltos anteriores (adaptado de Gutiérrez-Dávila, 1999 con los gráficos de Reiser et al., 2006).	52
Figura 23: Representación esquemática de un movimiento con CEA (A) y otro sin CEA (B) (Kawakami et al., 2002). Indica la secuencia de cambios en las unidades mio-tendinosas desde el inicio del movimiento hasta el final. Los tejidos tendinosos están representados por un muelle y las fibras musculares por cuatro líneas negras gruesas que se solapan.....	53
Figura 24: Posición del sujeto durante la evaluación del ROM activo mientras realiza el ASLRT. Representación de los tres puntos anatómicos que forman el ángulo α	75
Figura 25: Esquema de la planificación temporal del primer estudio.....	76
Figura 26: Representación de la posición de estiramiento (A) y de las secuencia de acciones durante la aplicación de una repetición de las técnicas utilizadas (B, C, D). B) secuencia del EEP. C) secuencia del AIS. D) secuencia del HR. Los números rodeados de un círculo representan el orden de la secuencia desde la posición inicial hasta posición final. Cuando la parte anterior o posterior del muslo está coloreada indica contracción muscular.	76
Figura 27: Series, repeticiones y tiempos utilizados en cada técnica.....	77
Figura 28: Rango de movimiento activo (ROM activo, AROM) en todos los grupos experimentales, en pretest y posttest del primer estudio. Las barras representan la media y las líneas de error la desviación típica. Diferencias significativas entre pretest y posttest (** $p < 0,01$).....	81

Figura 29: Rango de movimiento pasivo (ROM pasivo, PROM) en todos los grupos experimentales, en pretest y postest del primer estudio. Las barras representan la media y las líneas de error la desviación típica. Diferencias significativas entre pretest y postest (***) $p < 0,001$	82
Figura 30: Esquema de la planificación temporal del segundo estudio.....	85
Figura 31: Posición de evaluación de fuerza máxima isométrica de flexores de rodilla del segundo estudio. 120° de flexión de rodilla y 90° entre la pantorrilla y la célula de carga.	87
Figura 32: Rango de movimiento activo (ROM activo, AROM) en los grupos experimentales, en pretest y postest del segundo estudio. Las barras representan la media y las líneas de error la desviación típica. Diferencias significativas entre pretest y postest (* $p < 0,05$).....	91
Figura 33: Rango de movimiento pasivo (ROM pasivo) en los grupos experimentales, en pretest y postest del segundo estudio. Las barras representan la media y las líneas de error la desviación típica. Diferencias significativas entre pretest y postest (***) $p < 0,001$. Diferencias significativas entre grupo de tratamiento y control († $p < 0,05$).....	92
Figura 34: Fuerza máxima isométrica en los grupos experimentales, en pretest y postest del segundo estudio. Las barras representan la media y las líneas de error la desviación típica.....	93
Figura 35: Esquema de planificación temporal del tercer estudio.....	96
Figura 36: Representación de los test de saltos utilizados (secuencia de izquierda a derecha). A) representa el SJ y B) representa el CMJ.....	97
Figura 37: Representación de la colocación del sujeto evaluado y de la secuencia de acciones durante la aplicación de una repetición de la técnica de estiramientos utilizada. Los números rodeados de un círculo representan el orden de la secuencia. A) secuencia del AIS para el tríceps sural. B) secuencia del AIS para el cuádriceps femoral. La parte sombreada de los segmentos indica contracción muscular voluntaria.....	99
Figura 38: Altura de vuelo durante el salto sin contra-movimiento (SJ) para los grupos experimentales del tercer estudio, en el pretest y el postest. Diferencias significativas entre pretest y postest (***) $p < 0,001$	102
Figura 39: Altura de vuelo durante el salto con contra-movimiento (CMJ) para los grupos experimentales del tercer estudio, en el pretest y el postest. Diferencias significativas entre pretest y postest (***) $p < 0,001$	103

Listado de Abreviaturas

- AC: Agonist contract, Contracción de agonistas. (Página 30¹)
- ACSM: *American College of Sport Medicine*, Colegio Americano de Medicina Deportiva. (Página 9)
- ADN: Ácido desoxirribonucleico. (Página 45)
- AIS: *Active isolated stretching*, Estiramiento aislado activo. (Página 33)
- ANOVA: Análisis de la varianza. (Página 78)
- ARNm: Ácido ribonucleico mensajero. (Página 45)
- AROM: *Active range of motion*, Rango de movimiento activo. (Página 12)
- ASLRT: *Active-straight-leg-rise-test*, Test de elevación activa de la pierna recta. (Página 63)
- ATP: Adenosintrifosfato. (Página 14)
- BS: *Ballistic stretching*, Estiramiento balístico. (Página 34)
- CC: Contracción concéntrica. (Página 32)
- CCI: Coeficiente de correlación intraclase. (Página 79)
- CE: Contracción excéntrica. (Página 30)
- CEA: Ciclo de estiramiento-acortamiento, *stretch-shortening cycle*. (Página 48)
- CI: Contracción isométrica. (Página 31)
- CMJ: *Countermovement jump*, Salto con contra-movimiento (Página 49)
- CP: Contracción pliométrica. (Página 48)
- CR: *Contract-relax*, Contracción-relajación. (Página 31)
- CRAC: *Contract-relax-agonist-contract*, Contracción-relajación-contracción de agonistas. (Página 32)
- CRC: *Contract-relax-contract*, Contracción-relajación-contracción. (Página 31)
- CV_{ETM}: ETM como coeficiente de variación. Coeficiente de variación. (Página 79)
- DJ: *Drop-Jump*, salto vertical con contra-movimiento al caer de una altura determinada. (Página 52)
- DROM: *Dynamic range of motion*, Rango de movimiento dinámico. (Página 13)
- DS: *Dynamic stretching*, Estiramiento dinámico. (Página 34)
- EEA: Estiramiento estático activo. (Página 30)
- EEAA: Estiramiento estático activo-asistido. (Página 30)
- EEP: Estiramiento estático pasivo. (Página 29)
- EEPA: Estiramiento estático pasivo-activo. (Página 30)
- EMG: Electromiografía o electromiográfica. (Página 15)
- ETM: Error típico de medida. (Página 79)
- FD: *Flexi-dynamic*, Estiramiento balístico incidiendo en alcanzar máximo ROM. (Página 34)
- FFR: *Fast full range*, Estiramiento con lanzamientos rápidos. (Página 34)
- FNP: Facilitación Neuromuscular Propioceptiva. (Página 28)
- FSER: *Fast short end range*, Estiramiento con rebotes rápidos. (Página 35)
- GPS: Sistema de posicionamiento global. (Página 74)
- HNM: Huso(s) Neuromuscular(es). (Página 21)
- HR: *Hold-relax*, Mantenimiento-relajación o Sostén-relajación. (Página 31)
- HRAC: *Hold-relax-agonist-contract*, Sostén-relajación-contracción de agonistas. (Página 32)
- HRB/HBS: *Hold-relax-bouncing/hold-relax-swing*, Sostén-relajación-lanzamiento (Página 35)
- HRC: *Hold-relax-contract*, Sostén-relajación-contracción. (Página 31)
- IC: Intervalo de confianza. (Página 79)
- KET: *Knee-extension-test*, Test de extensión de rodilla con cadera bloqueada. (Página 10)
- MP: Movilidad pasiva. (Página 34)
- MTJ: *Myo-tendinous junction*, Unión mio-tendinosa. (Página 16)
- MTU: *Myo-tendinous unit*, Unidad mio-tendinosa. (Página 14)
- MN α : Motoneuronas- α , motoneuronas-alfa; MN: motoneurona o motoneuronas. (Página 23)
- MN γ : Motoneuronas- γ , motoneuronas-gamma. (Página 56)
- OTG: Órganos tendinosos de Golgi. (Página 21)
- PEVK: Proteína rica en residuos de Prolina [P], Glutamina [E], Valina [V] y Lisina [K]. (Página 17)
- PROM: *Passive range of motion*, Rango de movimiento pasivo. (Página 12)

1 Indica la página donde aparece por primera vez la abreviatura sin tener en cuenta el apartado de presentación y los índices.

PSLRT: *Passive-straight-leg-rise-test*, Test de elevación pasiva de la pierna recta. (Página 62)
Reflejo-H: Reflejo de Hoffmann. (Página 27)
Reflejo-T: Reflejo de estiramiento inducido por percusión del tendón. (Página 24)
RM: Repetición máxima. (Página 113)
ROM: *Range of Movement* o *Range of Motion*, Rango de Movimiento. (Página 9)
SD: *Speed-dynamic*, Estiramiento balístico incidiendo en la velocidad del estiramiento. (Página 34)
SFR: *Slow full range*, Estiramiento con lanzamientos lentos. (Página 34)
SJ: *Squat jump*, Salto sin contra-movimiento. (Página 49)
SLRT: *Straight-leg-rise-test*, Test de elevación de la pierna recta. (Página 10)
SLR: *Straight-leg-rise*, Elevación de la pierna recta. (Página 75)
SNC: sistema nervioso central. (Página 55)
SRT: *Sit-and-reach-test*, Test de sentarse y llegar con las manos hacia delante. (Página 10)
SSER: *Slow short end range*, Estiramiento con rebotes lentos. (Página 35)
TTT: *Toe-touch-test*, Test de flexión del tronco hacia delante a tocarse las puntas de los pies. (Página 11)

PRESENTACIÓN

La investigación relacionada con la flexibilidad es un tema ampliamente estudiado, sin embargo la mayoría de estudios están relacionados fundamentalmente con dos técnicas de estiramiento: el tradicional Estiramiento Estático Pasivo (EEP) y la innovadora Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP). Otras técnicas de estiramiento como los estiramientos balísticos o los denominados rebotes, en el pasado, han sido desaconsejadas y por tanto poco estudiadas, sin embargo en la actualidad ha aumentado el interés por retomar el estudio de técnicas poco investigadas.

Por ello el objeto de estudio de esta tesis es la técnica conocida como *Active Isolated Stretching* (AIS) o Estiramiento Aislado Activo para la mejora del rango de movimiento (ROM) activo y pasivo, tanto a largo plazo como de forma aguda. Dicha técnica pertenece al Método Mattes que es un método terapéutico de relajación mio-fascial desarrollado por Aaron L. Mattes. Presenta ciertas características que la convierten en una técnica novedosa y popular en Estados Unidos. La característica más importante, diferenciadora y novedosa es que utiliza repeticiones de estiramiento de tan sólo dos segundos como máximo, alternándolos con descansos también de dos segundos como máximo.

El trabajo que aquí se presenta está formado por ocho capítulos estructurados en dos partes, además de los anexos y las referencias. La primera parte, compuesta por tres de los ocho capítulos, se ha dedicado a establecer el marco teórico en el que se desarrollan los tres estudios experimentales que forman esta tesis. En el primer capítulo, se intenta explicar el significado de la flexibilidad, así como lo relativo a su evaluación, los factores limitantes, la clasificación de las técnicas de estiramiento y los efectos que producen los estiramientos sobre la flexibilidad. El capítulo segundo muestra el marco conceptual de la fuerza, limitado a las necesidades del contexto de esta tesis. Se centra fundamentalmente en contextualizar las técnicas de evaluación utilizadas y en mostrar los efectos agudos que producen los estiramientos sobre la fuerza. En el capítulo tercero se recogen las principales investigaciones encontradas en relación a las técnicas que se aplican en estos trabajos de investigación y que son utilizadas para el desarrollo de la flexibilidad en el ámbito de la rehabilitación y actividad físico-deportiva. En función de los resultados de las investigaciones revisadas se plantean los objetivos de esta tesis.

La segunda parte consta de cinco capítulos donde se exponen los tres estudios experimentales que forman esta tesis. Cada estudio se llevó a cabo con el fin de conseguir los objetivos marcados y tienen los apartados clásicos de método, resultados, discusión y

conclusiones. Los capítulos cuarto, quinto y sexto presentan el método y resultados de primer, segundo y tercer estudio, respectivamente. En el capítulo séptimo se exponen las discusiones de cada uno de los estudios y una discusión final. Y por último, el capítulo octavo muestra las conclusiones finales y las perspectivas futuras de investigación.

Para llevar a cabo el primer estudio se utilizó un diseño multigrupo pre-post con una muestra de 29 sujetos, que fueron asignados a tres grupos experimentales. Cada grupo se sometió a un entrenamiento diferente para la mejora de la flexibilidad de la musculatura isquiotibial de 2 sesiones semanales durante 9 semanas. Grupo 1: entrenó utilizando una técnica de FNP, denominada Hold Relax (HR) o Sostén Relajación, que se basa en la utilización de una contracción muscular previa al estiramiento. La técnica consistía en 6 segundos de contracción isométrica de la musculatura isquiotibial seguido de 10 segundos de estiramiento estático pasivo. Se realizó una serie de 10 repeticiones. Grupo 2: utilizó la técnica AIS, basado en estiramientos de corta duración (de 2 s) que se alternan con periodos de relajación muscular en la posición inicial de 2 segundos. Se realizaron 4 series de 12 repeticiones del ciclo estiramiento-relajación. Grupo 3: utilizó el tradicional Estiramiento Estático Pasivo (EEP), que consiste en mantener la posición de estiramiento durante un determinado tiempo. Se realizó una serie de 10 repeticiones de estiramientos de 10 segundos con descansos de 5 segundos entre repeticiones. El estudio muestra que los tres grupos experimentales producen mejoras significativas del rango de movimiento (ROM) pasivo, aunque no existen diferencias entre ellos hay indicios de que el EEP sea más efectivo. Por otro lado todos los grupos producen mejoras del ROM activo, aunque sólo el EEP mejora de forma significativa, sin embargo no existen diferencias de ROM activo entre los tres grupos en el posttest.

En el segundo estudio se utilizó un diseño de 2 grupos con grupo de control pretest-posttest con una muestra de 17 sujetos. Todos los sujetos fueron a la vez sujetos control y de tratamiento, la pierna dominante en *split* frontal recibió entrenamiento y sirvió como tratamiento, mientras que la pierna no dominante en *split* frontal no recibió entrenamiento y sirvió como control. El entrenamiento consistió en una sola sesión de entrenamiento. El ROM y la fuerza máxima isométrica ($FI_{MÁX}$) se evaluó justo antes y después de aplicar los estiramientos. La pierna de tratamiento se sometió a entrenamiento aplicando AIS sobre la musculatura isquiotibial, consistente en estiramientos de corta duración (de 2 s) que se alternan con periodos de relajación

muscular en la posición inicial de 2 segundos. Se realizaron 4 series de 12 repeticiones del ciclo estiramiento-relajación. La pierna control permaneció en reposo durante los 4 minutos que duró el entrenamiento. El estudio muestra que el AIS mejora de forma aguda el ROM pasivo y el activo, aunque es efectivo sobretudo para mejorar el ROM pasivo. Por otro lado el AIS no produce pérdidas significativas de forma aguda de $FI_{MÁX}$, no obstante con más tiempo total de estiramiento sí podría producir pérdidas.

Finalmente, en el tercer estudio se utilizó un diseño intragrupo pretest-postest con contrabalanceo de dos situaciones experimentales (cada sujeto es usado como su propio control), con una muestra de 22 sujetos. Cada sujeto realizó una de la dos situaciones experimentales en días diferentes en un orden aleatorio, de modo que un día realizaba la situación de control y otro día la situación de tratamiento. El entrenamiento consistió en una sola sesión de entrenamiento. La altura de salto en el *Squat-Jump* (SJ) y en el *Countermovement-Jump* (CMJ) se evaluó justo antes y después de la situación experimental correspondiente. Cada sujeto, en la situación de tratamiento, se sometió a un entrenamiento aplicando AIS sobre cuádriceps femoral y tríceps sural de ambas piernas, consistente en estiramientos de corta duración (de 2 s) que se alternan con periodos de relajación muscular en la posición inicial de 2 segundos. Se realizaron 4 series de 12 repeticiones del ciclo estiramiento-relajación sobre cada grupo muscular de cada pierna. En la situación de control los sujetos permanecían en reposo durante 15 minutos. El estudio muestra que tanto en la situación experimental de control como en la de tratamiento se producen pérdidas significativas de altura de salto tanto en el SJ como en el CMJ. Lo que indica que aplicar AIS previo a la realización de saltos tiene el mismo efecto negativo que produce el enfriamiento durante los 15 segundos de reposo.

**PRIMERA PARTE,
MARCO TEÓRICO**

CAPÍTULO I. Marco conceptual de la flexibilidad

I.1. Definición de flexibilidad

Flexibilidad es un término polisémico. Dependiendo del ámbito de referencia adquirirá un significado u otro. Conviene distinguir dos de los significados: el primero se refiere a la flexibilidad como una propiedad de los materiales; y el segundo como una cualidad o capacidad física. Cuando a un material se le aplica una fuerza, éste se deforma; si al cesar dicha fuerza, el material vuelve a su estado inicial, se dice que es un material elástico o flexible. Considerando al músculo y al resto de tejidos biológicos como materiales flexibles aparece otro término de importancia: la extensibilidad. Que es la capacidad que tiene el músculo (en este caso y extensible al resto de tejidos biológicos) para elongarse sin producir lesión; permitiendo el retorno a la longitud inicial (elasticidad). Por tanto si un material puede elongarse será extensible y si además, una vez elongado, es capaz de recobrar su estado inicial será, también, elástico o flexible. En este sentido flexibilidad² y elasticidad son sinónimos y tienen implícito en ellos el término extensibilidad. De hecho algunos autores cuando hablan de técnicas para la mejora de la flexibilidad como cualidad física, se refieren a ellas como técnicas de extensibilidad (Spring, Schneider & Tritschler, 1997). No obstante, como veremos más adelante el músculo no tiene un comportamiento elástico puro, sino que tiene un comportamiento viscoelástico (ver punto “I.3.1. Propiedades mecánicas pasivas de las unidades mio-tendinosas”, página 18).

En el ámbito de la actividad física y el deporte, la flexibilidad es una importante cualidad física a trabajar tanto en el campo de la salud (American College of Sports Medicine [ACSM], 1998) como en el del rendimiento deportivo (Kinser et al., 2008; McNeal & Sands, 2006; Sands et al., 2008; Sands, McNeal, Stone, Russell & Jemni, 2006). La flexibilidad se define como la cualidad física que nos permite movilizar los segmentos alcanzando grandes rangos de movimiento articular (ROM del inglés: *Range of Motion* o *Range of Movement*). Por tanto la flexibilidad se entiende como el máximo ROM que se puede alcanzar. El ROM articular es una medida angular (en grados) que determina la posición relativa de dos segmentos corporales entre si unidos por la articulación. Esta variable angular se usa de forma constante en investigación como indicador de flexibilidad. Es tal el abuso de este término que algunos autores (Power, Behm, Cahill, Carroll & Young, 2004) lo han utilizado en situaciones donde el estimador de

2 A partir de ahora cuando se hable de flexibilidad como propiedad de materiales irá acompañada del sustantivo al que se refiera, o aparecerá de forma explícita que es la propiedad de un material. En el resto de ocasiones se referirá a la flexibilidad como cualidad física.

flexibilidad no es angular sino lineal. Power et al. (2004) utilizan el *sit-and-reach-test* (SRT) como indicador de flexibilidad de los músculos extensores de la cadera, el cual proporciona una medida lineal (en cm) y sin embargo los autores se refieren a ella como una medida de ROM.

I.2. Evaluación de la flexibilidad

La flexibilidad se puede evaluar de forma específica y general (Figura 3, página 13). Una evaluación es específica o analítica cuando se acentúa en una articulación concreta, es útil desde el punto de vista de la investigación y desde el punto de vista de un buen desarrollo de determinadas técnicas deportiva. En investigación se tiende a acotar y delimitar el objeto de estudio. Cuando el objeto de estudio es la flexibilidad específica el trabajo se centra en articulaciones y grupos musculares concretos, intentando aislar al máximo la musculatura a estudiar. En ocasiones la musculatura atraviesa varias articulaciones (es bi-articular), en estos casos se bloquea una articulación y la evaluación se realiza sobre la adyacente. Un grupo muscular bi-articular muy recurrido es el correspondiente a la musculatura isquiotibial. Hay dos opciones: por un lado bloquear la rodilla y movilizar la cadera en flexión como en el *straight-leg-rise-test* (SLRT) o test de elevar la pierna recta (Cipriani, Abel & Pirrwitz, 2003; McHugh, Kremenec, Fox & Gleim, 1998; Rolls & George, 2004; Stutchfield & Coleman, 2006) (Figura 1); por otro lado, bloquear la cadera y movilizar la rodilla en extensión como en el *knee-extension-test* (KET) o test de extensión de rodilla, que se puede realizar en tendido supino (Cronin, Nash & Whatman, 2008; Davis, Ashby, McCale, McQuain & Wine, 2005; Decoster, Scanlon, Horn & Cleland, 2004; Ferber, Osternig & Gravelle, 2002; Nelson & Bandy, 2004; Rolls & George, 2004; Stephens, Davidson, Derosa, Kriz & Saltzman, 2006) (Figura 1) o sentado con la espalda recta (Magnusson, 1998; Magnusson et al., 1997; Whatman Knappstein & Hume, 2006) (Figura 1). De esta forma se aísla la musculatura a evaluar de manera que el factor limitante del ROM se reduce a músculos, tendones y fascias. No obstante hay que ser muy cuidadosos con la colocación del resto de articulaciones durante el test, ya que otros tejidos podrían limitar el ROM. Se ha observado que el ROM de rodilla en extensión se reduce significativamente cuando la evaluación se realiza con el tronco flexionado a nivel dorsal que cuando se mantiene en su alineación normal (Laessøe & Voigt, 2004). En la citada investigación la flexión del tronco se hace a nivel superior sin afectar a la posición de la cadera, de forma que la musculatura isquiotibial no se ve afectada, así que la reducción del ROM se atribuye a la extensibilidad del tejido nervioso que al flexionar el tronco a nivel dorsal parte con una pre-tensión inicial.



Figura 1: Test para la evaluación específica de la flexibilidad isquiotibial. A la derecha abajo, el SLRT (Rolls & George, 2004); a la derecha arriba, el KET en tendido supino (Decoster et al., 2004); a la izquierda, el KET sentado con espalda recta (Whatman et al., 2006).

En otras ocasiones el objeto de estudio se centra en la evaluación de la flexibilidad general. Se trata de evaluar la flexibilidad de grandes cadenas musculares usando test como el SRT (Cornbleet & Woolsey, 1996; Holt Pelham & Burke, 1999; Ogura, Miyahara, Naito, Katamoto & Aoki, 2007) o el *toe-touch-test* (TTT) que consiste en una flexión profunda del tronco desde la posición de pie a tocarse la puntas de los dedos de los pies o sobrepasarlas (Kippers & Parker, 1987; Magnusson et al., 1997). El SRT y el TTT se usan para evaluar la flexibilidad de una de las cadenas musculares principales, la cadena muscular posterior (Figura 2). Se inicia en el cráneo y finaliza en los talones, incluye músculos espinales, glúteos, isquiotibiales y gemelos. En ocasiones se han utilizado el SRT y el TTT como indicador de la flexibilidad isquiotibial (Magnusson et al., 1997; Power et al., 2004), sin embargo, estos test evalúan toda la cadena posterior, aunque hay estudios que han encontrado correlaciones positivas entre ROM de cadera y la puntuación del SRT (Chillón et al., 2008; Cornbleet & Woolsey, 1996). Debido a que se trata de una evaluación lineal (en centímetros) y el resultado se ve afectado por múltiples factores antropométricos, la tendencia en investigación es evaluar la flexibilidad específica. También existe la posibilidad de realizar medidas aisladas y específicas de varias articulaciones para posteriormente, mediante el uso de fórmulas matemáticas que relacionan todas las medidas y baremos, dar una estimación de la flexibilidad general. Este es el caso de test como el Flexitest (De Araújo, 2003, 2008).

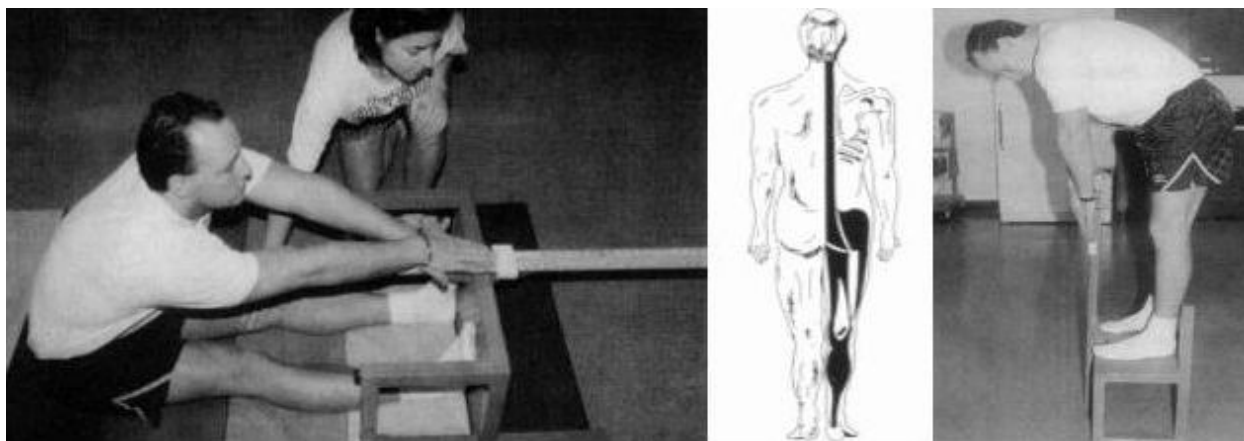


Figura 2: Test de evaluación general de flexibilidad de la cadena posterior. A la izquierda, ilustración del SRT (Holt et al., 1999); en el centro, representación de la cadena muscular posterior; a la derecha, representación del TTT (Holt et al., 1999).

La evaluación de la flexibilidad también puede hacerse de forma estática y dinámica (Figura 3, página 13). En ambos casos intentando que la musculatura a estirar esté lo más relajada posible. La flexibilidad estática es la más utilizada en investigación, se evalúa llegando al máximo ROM lentamente y manteniendo la posición final sin rebotes (Hardy, 1985). El máximo ROM ha sido descrito en la bibliografía como el punto de inicio del dolor sin que este llegue a producirse o punto por debajo del umbral del dolor (Magnusson, Simonsen, Aagaard, Sørensen & Kjaer, 1996c), hay que sentir máxima irritación sin dolor. La flexibilidad estática puede evaluarse de forma activa y pasiva. La forma activa se da cuando se llega al máximo ROM con la única ayuda de la musculatura contraria a la que se pretende estirar (AROM del inglés: *Active ROM*, ROM activo o flexibilidad activa). La forma pasiva (PROM del inglés: *Passive ROM*, ROM pasivo o flexibilidad pasiva) se da cuando se llega al máximo ROM con ayuda de una fuerza externa (ajena a la articulación y los segmentos implicados) sin participación de la musculatura contraria a la que se pretende estirar, sino con ayuda del evaluador, el propio sujeto a evaluar o mediante el uso de máquinas isocinéticas para producir el estiramiento de forma pasiva (Magnusson, 1998; Magnusson, Aagaard & Nielson, 2000a; Magnusson, Aagaard, Simonsen & Bojsen-Møller, 2000b; Magnusson et al., 1996c, 1997).

La evaluación de la flexibilidad de forma dinámica es menos usual ya que en algunos casos puede resultar lesiva, aunque es más afín a los movimientos naturales del ser humano (Cronin et al., 2008). En este caso se llega al máximo ROM y no se mantiene la posición final, tan pronto se llega al máximo ROM se inicia el regreso a la posición inicial. La flexibilidad dinámica se puede evaluar de forma activa y pasiva. La flexibilidad dinámica activa o

flexibilidad balística o cinética (DROM del inglés *dynamic ROM*, ROM dinámico) se evalúa llegando al máximo ROM incidiendo en la velocidad con la que se desplaza el miembro (Hardy & Jones, 1986), no se mantiene la posición final, se vuelve a la posición inicial (Cronin, Nash & Whatman, 2006, 2007; Cronin et al., 2008; Hardy & Jones, 1986); hay que realizar un movimiento balístico donde se aplica fuerza al principio y la inercia dirige el resto del movimiento. Es lo que se conoce como un “lanzamiento”. En el caso del SLRT realizado de forma dinámica activa hay que hacer un movimiento balístico iniciado por la musculatura flexora de la cadera intentando llegar al máximo ROM. Este movimiento tiene que ser registrado mediante una cámara de vídeo de alta velocidad y extraer el fotograma en que se llega al máximo ROM, para posteriormente medir el ángulo con software específico (Cronin et al., 2006). La flexibilidad dinámica pasiva se suele evaluar con maquinas isocinéticas a bajas velocidades de estiramiento (ver Figura 8 abajo-izquierda, página 21), donde se llega al máximo ROM y se vuelve de nuevo a la posición inicial con la misma velocidad.

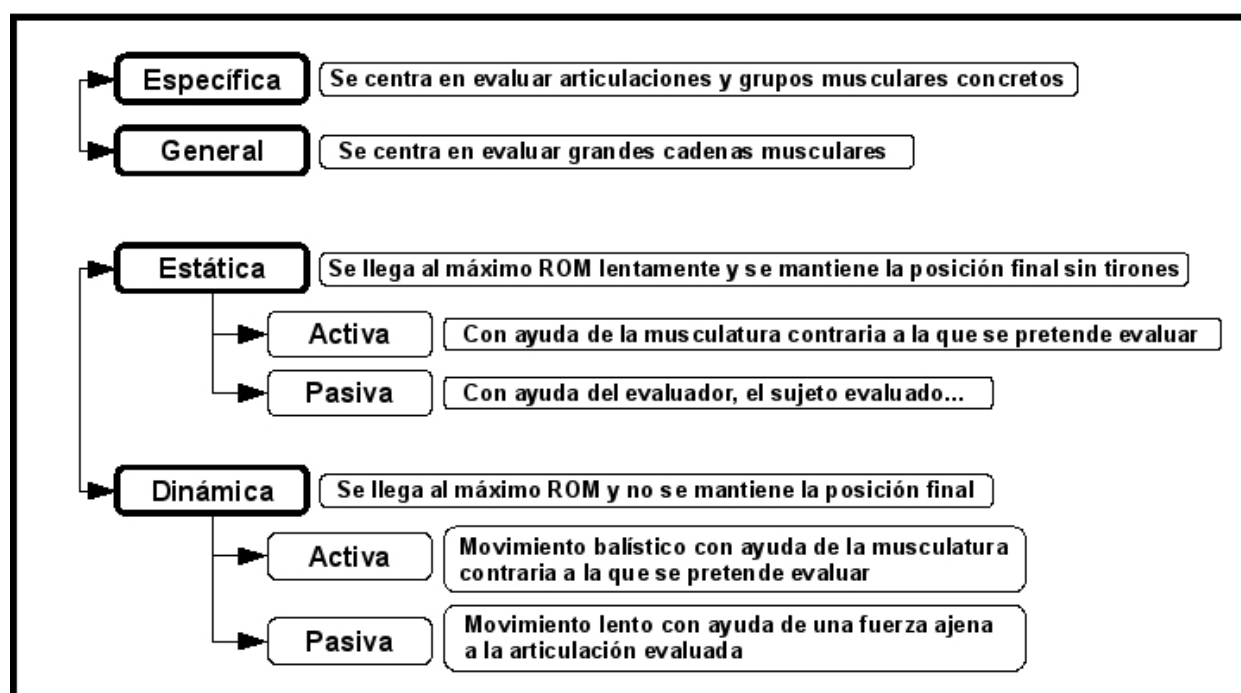


Figura 3: Formas de evaluación de la flexibilidad. Primer grupo: específica o general. Segundo grupo: estática o dinámica.

I.3. Factores limitantes

El máximo ROM de una articulación depende de dos factores: la movilidad articular y la elasticidad muscular (Nelson & Bandy, 2005), i. e. el ROM viene determinado por factores musculares y por factores osteo-articulares. Los primeros se refieren al tejido muscular y otros

tejidos adyacentes (tendones y fascias). Los segundos se refieren al tipo de articulación, a la morfología ósea y a los tejidos blandos asociados a la articulación (ligamentos y cápsula articular). Los movimientos son limitados por ambos factores, interviniendo con un porcentaje determinado que es individual de cada sujeto y que depende de la posición relativa de todos los segmentos que intervienen. Durante la flexión de la cadera con rodilla flexionada el principal factor limitante es más probable que sea osteo-articular ya que el movimiento es finalizado cuando la articulación y los choques óseos no permiten continuarlo; por el contrario, durante la flexión de cadera manteniendo la rodilla extendida (igual al SLRT, test de elevación de la pierna recta) es más probable que el principal factor limitante del movimiento sea las unidades mio-tendinosas (MTU, *myo-tendinous unit*), aunque dependerá del grado de entrenamiento del sujeto en flexibilidad. El choque entre masas musculares y/o grasas de segmentos adyacentes también constituye un factor limitante, así como el tejido nervioso, la piel, la tolerancia al estiramiento asociada al dolor, la percepción del estiramiento y la actividad eléctrica refleja del músculo (Alter, 1990, 1998, 2004; Magnusson et al., 1996a, 1997). Además, cuando se evalúa flexibilidad activa la fuerza de los músculos contrarios a los que se pretenden evaluar es otro factor limitante (Hartley-O'Brien, 1980).

Centrándonos en las unidades mio-tendinosas, la tensión o *stiffness* es el factor limitante del ROM, al ser determinante en la extensibilidad pasiva muscular. La tensión que genera un músculo durante el estiramiento puede provenir: bien de los componentes activos o contráctiles (*stiffness* activo); o bien de los componentes pasivos o no contráctiles (*stiffness* pasivo).

El *stiffness* activo durante una contracción muscular es producido por la activación neuronal de las unidades mio-tendinosas. Está asociado con la cantidad de uniones de puentes-cruzados de miosina con la actina (Herzog, Leonard, Joumaa & Mehta, 2008). La teoría de los puentes-cruzados (*Cross-Bridge Theory*) explica como un músculo se contrae y produce tensión activa, mediante la interacción entre dos proteínas contráctiles, la actina y la miosina, que hidrolizan una molécula de adenosintrifosfato (ATP) por cada unión/desunión de un puente-cruzado. El *stiffness* activo puede ser evaluado in vivo mediante la técnica de “oscilaciones libres” (Coveney, Hunter & Spriggs, 2001; Hunter & Spriggs, 2000; Hunter, Coveney & Spriggs, 2001) o mediante la observación directa de los tejidos con ecografías de alta resolución (Bojsen-Møller, Magnusson, Rasmussen, Kjaer & Aagaard, 2005), entre otras. Su importancia clínica radica en que un menor *stiffness* activo implica una mayor absorción de energía durante la contracción muscular reduciendo el riesgo de lesión (Hunter et al., 2001). No obstante, desde el

punto de vista del rendimiento, un mayor *stiffness* está relacionado con una transmisión de fuerzas más efectiva y con un mayor rendimiento en acciones musculares isométricas y dinámicas (Bojsen-Møller et al., 2005).

Durante el estiramiento muscular, donde al sujeto se le indica que relaje la musculatura, también aparece activación eléctrica muscular (el número de uniones de puentes-cruzados aumenta), debido a la contracción involuntaria o a la actividad refleja (Wiemann & Hahn, 1997), que contribuye a aumentar el *stiffness* activo durante el estiramiento. Se ha observado que durante la realización del test de elevación de la pierna recta (SLRT) se han encontrado valores representativos de actividad eléctrica muscular en los últimos 20° anteriores al máximo ROM (Wiemann & Hahn, 1997), i. e. la actividad eléctrica se ve incrementada cuando aún faltan 20° para llegar al máximo ROM y supuestamente ese incremento hace que el máximo ROM sea menor que si no apareciese la actividad eléctrica.

Si eliminamos el componente contráctil, promoviendo la relajación muscular (controlada mediante electromiografía (EMG), mediante la aplicación de algún fármaco o por denervación) el componente pasivo reside fundamentalmente en el tejido conectivo (fascias: epimisio, perimisio y endomisio). El endomisio es una red de fibras de colágeno de unos 100-120 nm de diámetro que rodea a cada célula muscular uniéndose al sarcolema y a las fibras musculares adyacentes de forma perpendicular; el perimisio consiste en un fuerte entretejido de haces de fibras de colágeno de 600-1800 nm de diámetro y se interconecta con el endomisio y grupos de fibras musculares formando fascículos; el epimisio rodea al vientre muscular entero interconectándose con el perimisio (Borg & Caulfield, 1980; Purslow, 1989; Rowe, 1981). De los tres componentes el que más contribuye a generar tensión pasiva es el perimisio debido a que es que se encuentra en mayor proporción (Borg & Caulfield, 1980; Purslow, 1989; Rowe, 1981). La tensión pasiva del músculo se debe en un 60% al colágeno intersticial (perimisio y epimisio) y en un 40% al resto de componentes no contráctiles, dentro de los cuales podemos destacar el sarcolema, glucoproteínas, proteínas de membrana (integrinas, distroglicanos- α y distroglicanos- β) y el citoesqueleto (talina, vinculina, titina, desmina, distrofina, β -espectrina, microtubulos, α -actina y otros) (De Deyne, 2001; Monti, Roy, Hodgson & Edgerton, 1999; Yamamoto et al., 1998). Como se desprende de las revisiones bibliográfica de Monti et al. (1999) y de De Deyne (2001) vemos que existen unas estructuras en las unidades mio-tendinosas a través de las cuales se produce la transmisión de fuerzas, y debido a su localización se establece que las fuerzas se transmiten tanto de forma longitudinal como trasversal. Las estructuras responsables de la

transmisión longitudinal de fuerzas son las uniones mio-tendinosas o *myo-tendinous junction* (MTJ), que contienen una alta cantidad de desmina, distrofina, vinculina, talina e integrina, que a su vez están presentes en las estructuras responsables de la transmisión lateral o trasversal de fuerzas, llamadas costameras. Es posible que el 80% de la fuerza que es generada por una fibra sea transmitida de forma lateral más que longitudinal y que las estructuras que juegan el papel más importante son las costameras debido a que están asociadas a las líneas Z. Hay dos proteínas (dístroglicanos e integrinas) que atraviesan la membrana celular, teniendo la capacidad de unirse tanto a componentes extracelulares como intracelulares, siendo el nexo de unión entre los componentes intracelulares (el citoesqueleto) y los componentes extracelulares (las glucoproteínas y el colágeno intersticial). La transmisión lateral de fuerzas se produce a lo largo de la membrana celular y de la matriz extracelular. La tensión es transmitida desde los discos o líneas Z a las costameras y de estas a la matriz extracelular a través de las proteínas de membrana (dístroglicanos e integrinas). La Figura 4 muestra de forma esquemática el modelo de transmisión de fuerzas en el músculo. Estas mismas estructuras, responsables de la transmisión lateral y longitudinal de fuerzas, son las responsables del *stiffness* pasivo de las unidades mio-tendinosas.

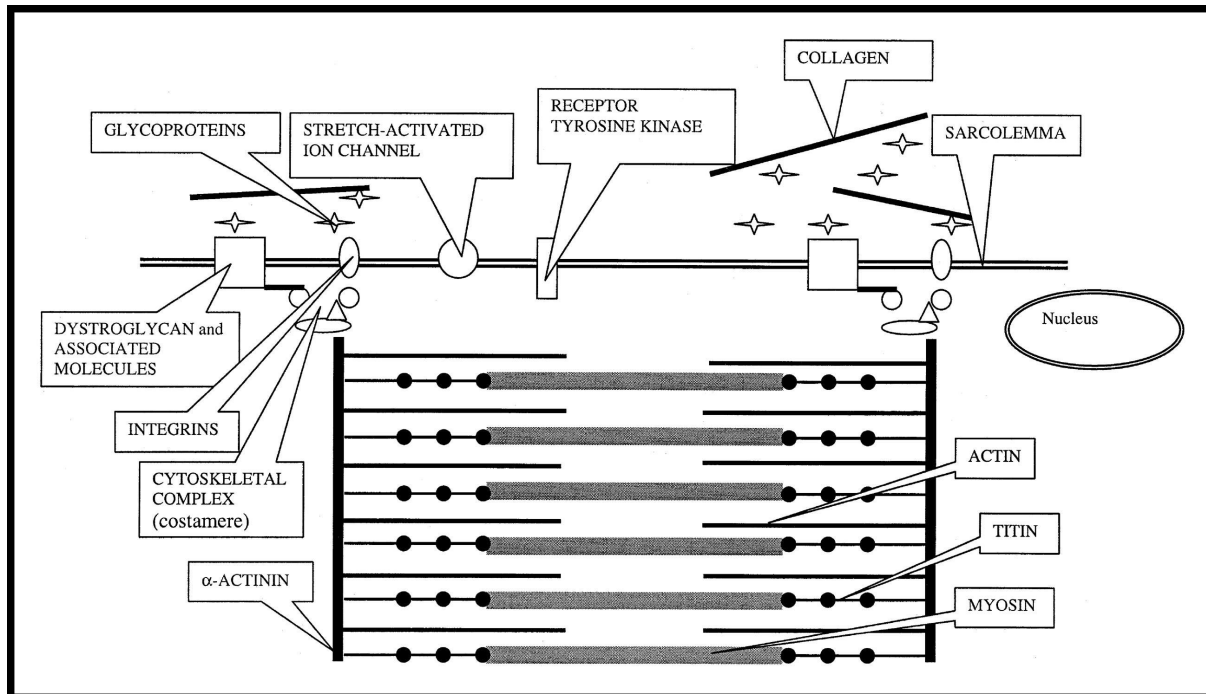


Figura 4: Modelo de transmisión de fuerzas en una fibra muscular (De Deyne, 2001). La tensión durante el estiramiento es transmitida a través de los componentes de la matriz extracelular (glucógeno intersticial y glucoproteínas). Las glucoproteínas se unen a proteínas de membrana (integrinas y dístroglicanos). A estas proteínas de membrana se unen intracelularmente las costameras (estructuras compuestas de dístrofina, β -espectrina, talina, vinculina, desmina y otras), que a su vez se unen a las líneas Z (α -actina). Dos líneas Z adyacentes están unidas entre sí por la titina.

A nivel del citoesqueleto se le ha prestado especial atención a la titina (citoesqueleto endosarcomérico) y la desmina (citoesqueleto exosarcomérico) (Gajdosik, 2001). La titina, también llamada conectina, es una proteína endosarcomérica no contráctil que interconecta longitudinalmente dos líneas Z del mismo sarcómero (Figura 4 y 5). Es considerada el principal componente pasivo del citoesqueleto endosarcomérico que se opone al estiramiento de un músculo relajado, generando tensión pasiva (Linke, Ivemeyer, Mundel, Stockmeier & Kolmerer, 1998; Linke & Leake, 2004; Minajeva, Kulke, Fernandez & Linke, 2001; Trombitás et al., 2003; Tskhovrebova Trinick, Sleep & Simmons, 1997; Wang, McCarter, Wright, Beverly & Ramirez-Mitchell, 1991). La titina tiene tres regiones básicas: dos dominios de inmunoglobulinas en los laterales y un dominio denominado PEVK (segmento proteico rico en residuos de Prolina [P], Glutamina [E], Valina [V] y Lisina [K]) situado entre los dos anteriores. Siendo el dominio PEVK el principal responsable de la extensibilidad de la titina (Tskhovrebova et al., 1997) (Figura 5). La función principal de la titina es evitar que los sarcómeros se sobre estiren y permitir que recobren su posición inicial tras el estiramiento (Klee & Wiemann, 2002); es responsable de la flexibilidad o elasticidad del músculo, de la tensión en reposo y contribuye a generar tensión pasiva durante el estiramiento del músculo relajado (Linke & Leake, 2004; Linke et al., 1998). Las fibras musculares lentas presentan mayor *stiffness* pasivo que las rápidas, lo que puede reflejar la existencia de distintas isoformas de titina en cada tipo de fibras (Mutungi & Ranatunga, 1996). Así las células musculares pueden modular su *stiffness* y su límite elástico seleccionando la expresión de isoformas específicas de la titina (Wang et al., 1991), por lo que un estímulo adecuado puede hacer cambiar las propiedades del músculo. Además la tensión pasiva de la titina es calcio-dependiente, a altas concentraciones de calcio mayor tensión pasiva (Herzog et al., 2008), lo que puede implicar un aumento de la tensión pasiva del músculo después de trabajos musculares que produzcan micro-roturas fibrilares que permitan entrar calcio al citoplasma.

La desmina es una proteína exosarcomérica no contráctil que interconecta los discos Z adyacentes de forma transversal, conecta los discos Z con las organelas intracelulares pero no con los tubulos T, y se ha encontrado que también se extiende longitudinalmente de un disco Z a otro (Gajdosik, 2001). De este modo cuando se estira un sarcómero la desmina también lo hace, por lo que podría contribuir a la tensión pasiva de las unidades mio-tendinosas del mismo modo que lo hace la titina.

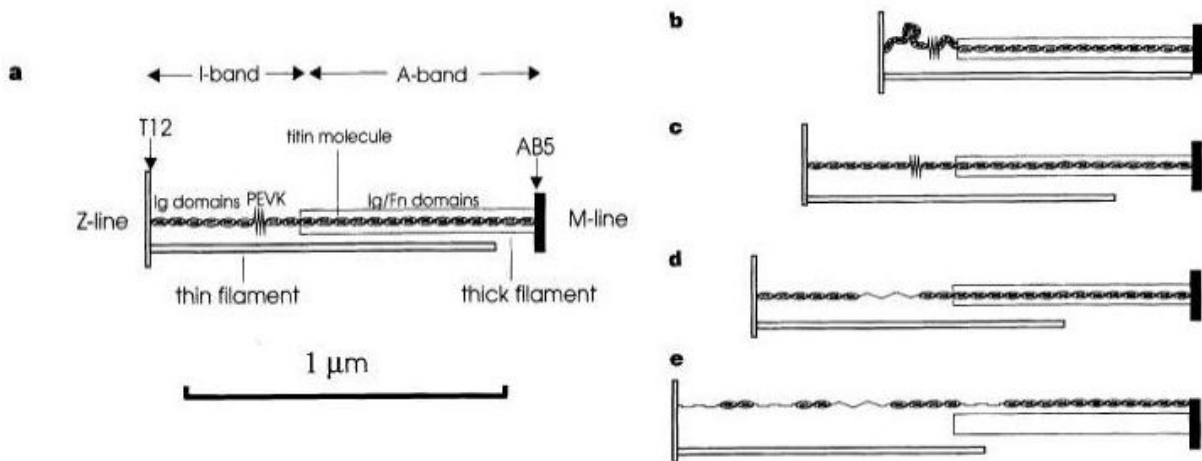


Figura 5: Representación esquemática de la titina y sus estructuras en reposo (a) y durante el estiramiento (b-e) (Tskhovrebova et al., 1997).

I.3.1. Propiedades mecánicas pasivas de las unidades mio-tendinosas

Cuando las unidades mio-tendinosas son sometidas a estiramiento actúan viscoelásticamente (Taylor, Dalton, Seaber & Garrett, 1990). Las moléculas y estructuras vista anteriormente son responsables de este comportamiento. El modelo viscoelástico explica las propiedades mecánicas que presentan los materiales biológicos (Sanjeevi, 1982), de modo que tienen una respuesta elástica y viscosa. La elasticidad implica que los cambios de longitud son directamente proporcionales a las fuerzas aplicadas. El comportamiento elástico se explica mediante el modelo de Hooke, donde la deformación reversible de los materiales depende solamente de la fuerza aplicada (Figura 6a), cuando la fuerza aplicada es alta, mayor es la deformación y cuando la fuerza aplicada es baja, menor es la deformación. El comportamiento viscoso se explica con el modelo de Newton del pistón hidráulico. La deformación de los materiales viscosos es dependiente del tiempo y la velocidad (Figura 6b), si aplico una fuerza de pequeña magnitud la velocidad con la que se desplaza el pistón será menor que cuando aplico una fuerza de mayor magnitud. Pero los tejidos biológicos se comportan tanto de forma elástica como viscosa; o lo que es lo mismo, visco-elásticamente (Figura 6c).

Cuando un material elástico, es sometido a un estrés de tracción la representación de la relación tensión/deformación es lineal (una línea recta, más o menos inclinada, según su rigidez). Por el contrario cuando un material es viscoelástico la relación tensión/deformación es curvilínea (Figura 7). Éste es el caso de las unidades mio-tendinosas. Al analizar las propiedades

viscoelásticas de las unidades mio-tendinosas en vivo, el eje de ordenadas (y) se corresponde con la tensión en Newton (N) o con el momento de fuerza en Newton por metro (N·m); y el eje de abscisas (x) se corresponde con la variación del ROM en grados, que equivale a la deformación (Magnusson, 1998) (Figura 7). Según el autor, si representamos la función momento/ángulo hasta que se alcanza el punto de “inicio del dolor” (rango fisiológico), se aprecia la típica curva que representa la respuesta viscoelástica del músculo al estiramiento (Figura 7). El *stiffness* pasivo se define como el cociente entre el incremento del momento de fuerza ($\Delta N \cdot m$) y la variación del rango de movimiento (ΔROM); a la inversa del *stiffness* pasivo ($\Delta N \cdot m / \Delta ROM$) se le denomina *compliance* pasivo ($\Delta ROM / \Delta N \cdot m$) (Gajdosik, 2001). *Compliance* es lo contrario de *stiffness*, nos indica lo poco que se opone el músculo al estiramiento, el músculo se deforma mucho y opone poca resistencia.

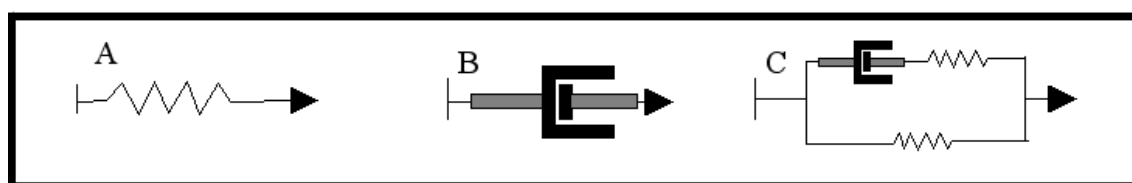


Figura 6: Modelo viscoelástico (Taylor et al., 1990). Modelo de Hooke (A) para el comportamiento elástico. Representado por un muelle donde la deformación es proporcional sólo a la fuerza. Modelo de Newton del pistón hidráulico (B), para el comportamiento viscoso. El pistón contiene un fluido viscoso y la velocidad de desplazamiento del pistón es directamente proporcional a la fuerza. Modelo viscoelástico (C), donde el muelle y el pistón se pueden combinar en serie o en paralelo.

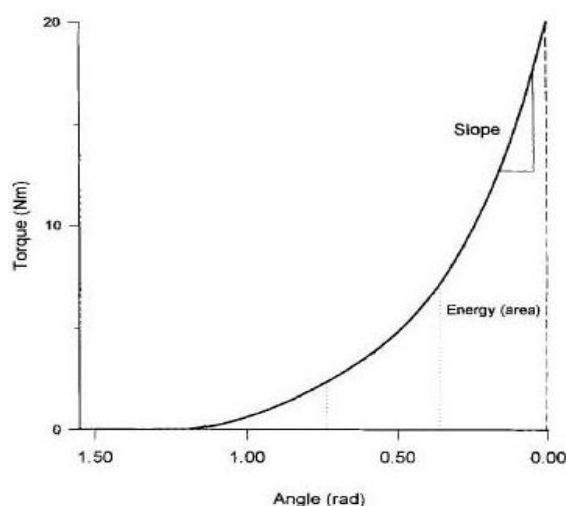


Figura 7: Representación de la curva momento/ángulo mientras se somete a estiramiento el músculo. Se aprecia la típica respuesta viscoelástica no lineal durante el estrés de tracción (Magnusson, 1998).

Siguiendo a Taylor et al. (1990) las propiedades características de los materiales viscoelásticos son cuatro (Figura 8):

- “*Stress relaxation*”: si un material viscoelástico es estirado y mantenido a una longitud constante, la tensión o la fuerza que ofrece al estiramiento gradualmente decrece. La conducta es viscosa ya que la tensión decrece con el tiempo, y elástica, ya que mantiene cierta tensión. Se puede traducir como relajación de la tensión.
- “*Creep*”: la fluencia o *creep* implica una continua deformación a una carga constante. Se debe fundamentalmente al componente viscoso.
- “*Hysteresis*”: es la variación de la relación tensión/deformación durante la carga (estiramiento) y la descarga (vuelta a la posición inicial). La curva tensión/deformación durante la carga queda por encima de la curva durante la descarga. Esto implica que durante la carga se ha absorbido energía que es disipada durante la descarga.
- “*Strain rate dependent*”: implica que a grandes velocidades de deformación se experimentan grandes tensiones. A lentas velocidades de deformación el material permite una mayor relajación, disminuyendo así la tensión que el material ofrece al estiramiento.

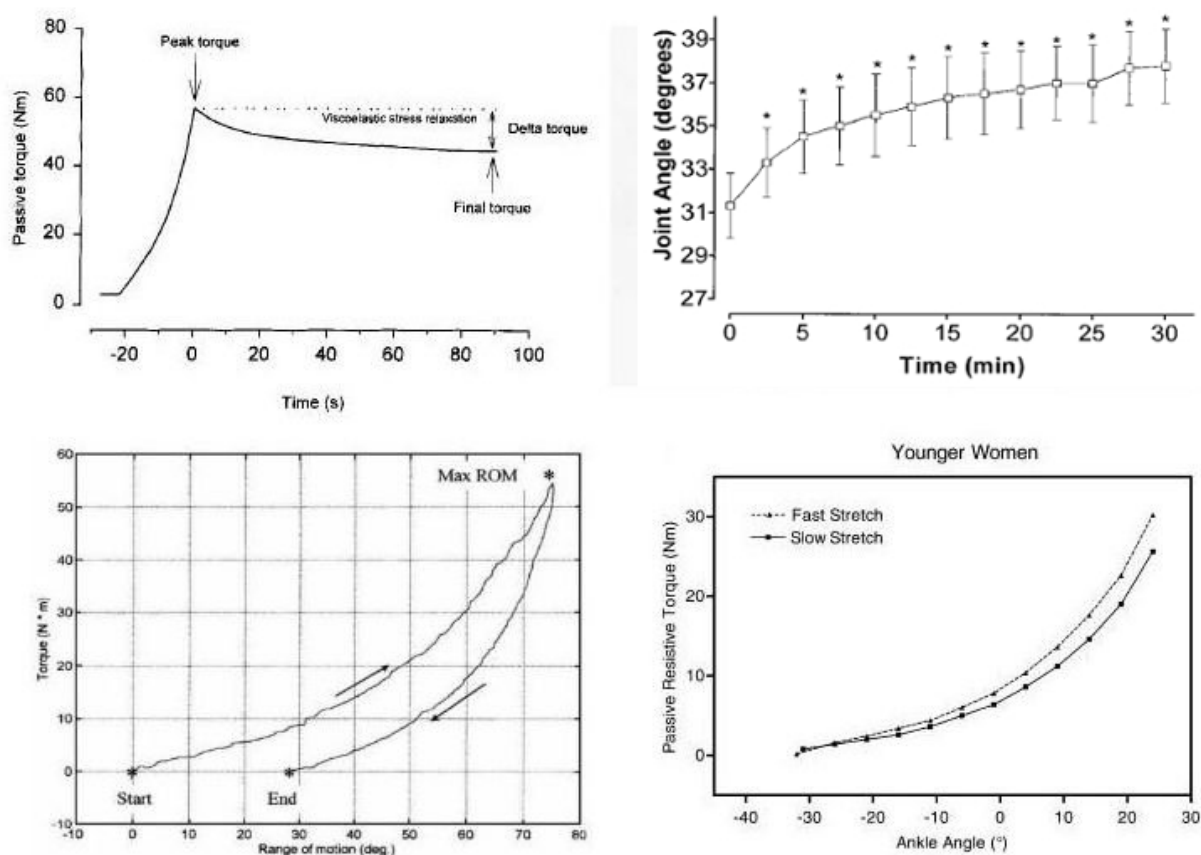


Figura 8: Arriba-izquierda, representa una maniobra de estiramiento muscular donde hay una primera fase dinámica (elongación de la musculatura) y otra fase estática (manteniendo la elongación). El momento de fuerza disminuye con el tiempo a un ángulo constante, stress-relaxation (Magnusson, 1998). Arriba-derecha, representación de la fluencia o creep, a una carga constante aparece una deformación continua, en este caso es una observación indirecta (Fowles et al., 2000). Abajo-izquierda, hysteresis durante un estiramiento muscular, el área debajo la curva es mayor durante la carga (estiramiento) que durante la descarga (recobrar la posición inicial) (McHugh et al. 1998). Abajo-derecha, fase dinámica de un estiramiento aplicado sobre el tríceps sural a dos velocidades distintas (Gajdosik et al., 2005). Se aprecia como cuando la velocidad del estiramiento es mayor la resistencia pasiva que ofrece el músculo también lo es.

I.3.2. Aspectos neuromusculares

Los reflejos neuromusculares tienen una doble importancia. Por un lado, contribuyen a generar tensión activa durante el estiramiento, siendo un factor limitante del ROM. Por otro lado, su importancia radica en su papel durante la aplicación de técnicas de estiramiento, ciertas técnicas de estiramiento se aprovechan de los reflejos para conseguir mayores ROM durante su aplicación, mientras que otras técnicas se pueden ver afectadas de forma negativa por la activación de estos reflejos. Tres reflejos naturales serán descritos: el reflejo miotático o reflejo de estiramiento, el reflejo de inhibición recíproca y el reflejo de inhibición autógena. Junto a los reflejos también serán descritos sucintamente los receptores musculares sensitivos responsables de estos reflejos: Husos Neuromusculares (HNM) y Órganos Tendinosos de Golgi (OTG).

Los husos neuromusculares son receptores sensoriales distribuidos por todo el vientre muscular, encargados de enviar información al sistema nervioso sobre la longitud muscular y sobre la velocidad de cambio de la longitud. Se encuentran rodeados de fibras musculares esqueléticas, denominadas extrafusales, y paralelos a ellas. Consisten en agrupaciones de 4 a 20 pequeñas fibras musculares especializadas, denominadas intrafusales, y las terminaciones nerviosas, sensoras y motoras, asociadas a estas fibras (Wilmore & Costill, 2001). Los extremos de las fibras intrafusales se encuentran unidos lateralmente al perimio de los fascículos de fibras extrafusales (Proske, 2006). Las fibras intrafusales sólo disponen de actina y miosina en los extremos que son las únicas partes contráctiles, mientras que las partes centrales son partes sensitivas no contráctiles (Wilmore & Costill, 2001). Existen dos tipos de fibras intrafusales (Durkovic, 1976; Jami, Vejsada & Zytnecki, 1989): las de bolsa nuclear, que disponen de una gran agrupación de núcleos en la zona sensitiva formando un abultamiento en forma de bolsa; y las de cadena nuclear, de menor diámetro que las anteriores y disponen de núcleos alineados en la parte sensitiva. Hay dos tipos de terminaciones nerviosas sensitivas en la zona central de las fibras intrafusales (Durkovic, 1976; Jami et al., 1989): la terminación primaria, de tipo Ia (las más rápidas del organismo) que rodea tanto a las fibras intrafusales de bolsa nuclear como las de cadena nuclear; y la terminación secundaria, de tipo II (de transmisión más lenta), que sólo rodea a las de cadena nuclear. Los extremos de las fibras intrafusales están inervadas por dos tipos de fibras nerviosas motoras (Durkovic, 1976; Jami et al., 1989; Murphy, 2000): las gamma-dinámicas (γ -d), que únicamente inervan a las fibras intrafusales de bolsa nuclear; y gamma-estáticas (γ -s), que inervan tanto a las de bolsa nuclear como a las de cadena nuclear. En condiciones normales (a una longitud constante) los husos musculares permanecen transmitiendo impulsos nerviosos sensitivos de forma continua, tienen una respuesta tónica que informa constantemente de la longitud del músculo. Cuando la región central del huso es estirada de forma muy lenta la terminación primaria y secundaria aumentan la frecuencia de impulsos nerviosos proporcionalmente al grado de estiramiento, permaneciendo la respuesta mientras el receptor siga estirado. Ese efecto se le denomina respuesta estática y significa que al cesar el aumento de la longitud del receptor del huso la frecuencia de impulsos permanece (respuesta tónica). Cuando la región central del huso es estirada de forma brusca y repentina la terminación primaria es estimulada con gran intensidad y la frecuencia de impulsos nerviosos a través de las fibras Ia es muy elevada mientras la longitud está creciendo (respuesta dinámica o fásica). Al dejar de aumentar la longitud del receptor la frecuencia de impulsos decrece hasta un nivel de

respuesta estática (Figura 9). Se cree que las fibras intrafusales de cadena nuclear son las responsables de la respuesta estática mientras que las de bolsa nuclear son las de la respuesta dinámica. Los aumentos de la longitud de la zona central del huso pueden suceder por una elongación de todo el músculo o por contracción de las zonas extremas de las fibras intrafusales.

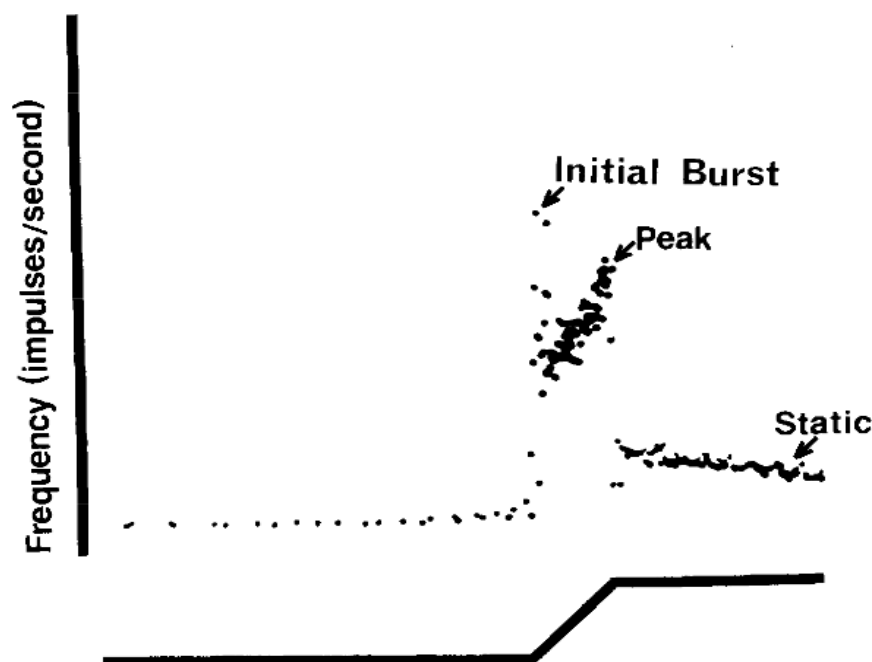


Figura 9: Frecuencia de impulsos de las fibras sensitivas primarias de los husos neuromusculares (Durkovic, 1976). Muestra un nivel de descarga de reposo antes del estiramiento. Al iniciar el estiramiento aparece un aumento brusco de los impulsos nerviosos ("Initial Burst"), que corresponde con el momento en que se deshacen puentes cruzados de actina y miosina que aparecen de forma esporádica durante el reposo (tixotropía). La frecuencia de impulsos nerviosos aumenta mientras se está estirando el sensor (respuesta dinámica) hasta que alcanza un pico máximo ("Peak"). Mientras se mantiene la posición de estiramiento la frecuencia de descarga permanece con un nivel de respuesta estática ("Static").

El reflejo de estiramiento es un reflejo monosináptico (dos neuronas y una sinapsis) que se desata cuando los husos neuromusculares detectan un cambio en la longitud del músculo al ser estirado, mandan una señal nerviosa vía aferente hacia la médula espinal (a través de la raíz dorsal) y desde aquí se activan las motoneuronas-alfa ($MN\alpha$) que envían señales nerviosas eferentes (a través de la raíz ventral de la médula espinal) produciendo la contracción refleja del músculo para evitar lesiones al impedir una elongación excesiva (Tortora & Grabowski, 2000). El reflejo de estiramiento tiene dos componentes: la primera, cuando el estiramiento muscular es rápido y brusco, aparece una respuesta dinámica potente desencadenada por la activación de las terminaciones primarias del huso neuromuscular (Figura 10); la segunda, cuando la longitud deja

de aumentar, desaparece la potente respuesta dinámica y aparece una respuesta estática del huso neuromuscular, más débil, debido a la transmisión de señales continuas de las terminaciones primarias y secundarias. Por tanto cuando el estiramiento muscular es lento y controlado también se desata el reflejo de estiramiento, aunque el huso neuromuscular es estimulado en menor medida que cuando el estiramiento es rápido y brusco. Siempre que se produce un estiramiento muscular, durante éste aparece una respuesta dinámica, tanto mayor cuando mayor sea la velocidad del estiramiento, y una respuesta estática, tanto mayor cuanto mayor sea el grado de estiramiento. La respuesta dinámica desaparece al adoptar la nueva longitud muscular (cesa el estiramiento en una posición elongada) mientras que la respuesta estática permanece (Figura 9, que muestra éste fenómeno cuando el huso neuromuscular es estirado directamente en condiciones de laboratorio). Cuando el reflejo de estiramiento es inducido mediante percusión del tendón de Aquiles o el tendón rotuliano se suele llamar reflejo-T (Guissard & Duchateau, 2006).

El reflejo de inhibición recíproca (Figura 10) o Ley de Sherrington de inervación recíproca es un reflejo polisináptico (tres neuronas y dos sinapsis) que se desata cuando los husos neuromusculares detectan un acortamiento muscular producto de una contracción, mandan una señal nerviosa vía aferente hacia la médula espinal (a través de la raíz dorsal), ahí conecta con una interneurona inhibitoria que hiperpolariza las motoneuronas-alfa que envían señales nerviosas eferentes (a través de la raíz ventral de la médula espinal) produciendo la relajación refleja del músculo contrario al que se ha contraído para evitar la cocontracción y ayudar en la coordinación intermuscular (Tortora & Grabowski, 2000).

Los órganos tendinosos de Golgi son receptores sensoriales situados en los tendones próximos a las uniones mio-tendinosas, encargados de enviar información al sistema nervioso sobre la tensión muscular (respuesta estática) y sobre la velocidad de cambio de la tensión (respuesta dinámica). Cada receptor está envuelto en una cápsula de tejido conectivo, está conectado en serie con entre 5 y 25 fibras musculares, es atravesado por un haz de fibras tendinosas musculares e inervado por una neurona sensorial tipo Ib cuyas terminales se entremezcla entre las fibras de colágena (Tortora & Grabowski, 2000; Wilmore & Costill, 2001). Al igual que los husos neuromusculares, los órganos tendinosos de Golgi presentan una respuesta estática y una respuesta dinámica. La respuesta estática es una respuesta tónica que informa de la tensión del músculo, cuanto mayor es la tensión mayor es la frecuencia de impulsos de las terminaciones nerviosas sensitivas. Cuando se producen aumentos bruscos de tensión muscular

la frecuencia de impulsos nerviosos a través de las fibras Ib es muy elevada mientras la tensión está creciendo (respuesta dinámica o fásica). Al dejar de aumentar la tensión del receptor la frecuencia de impulsos decrece hasta un nivel de respuesta estática. El aumento de tensión puede ser tanto por un estiramiento como por una contracción muscular.

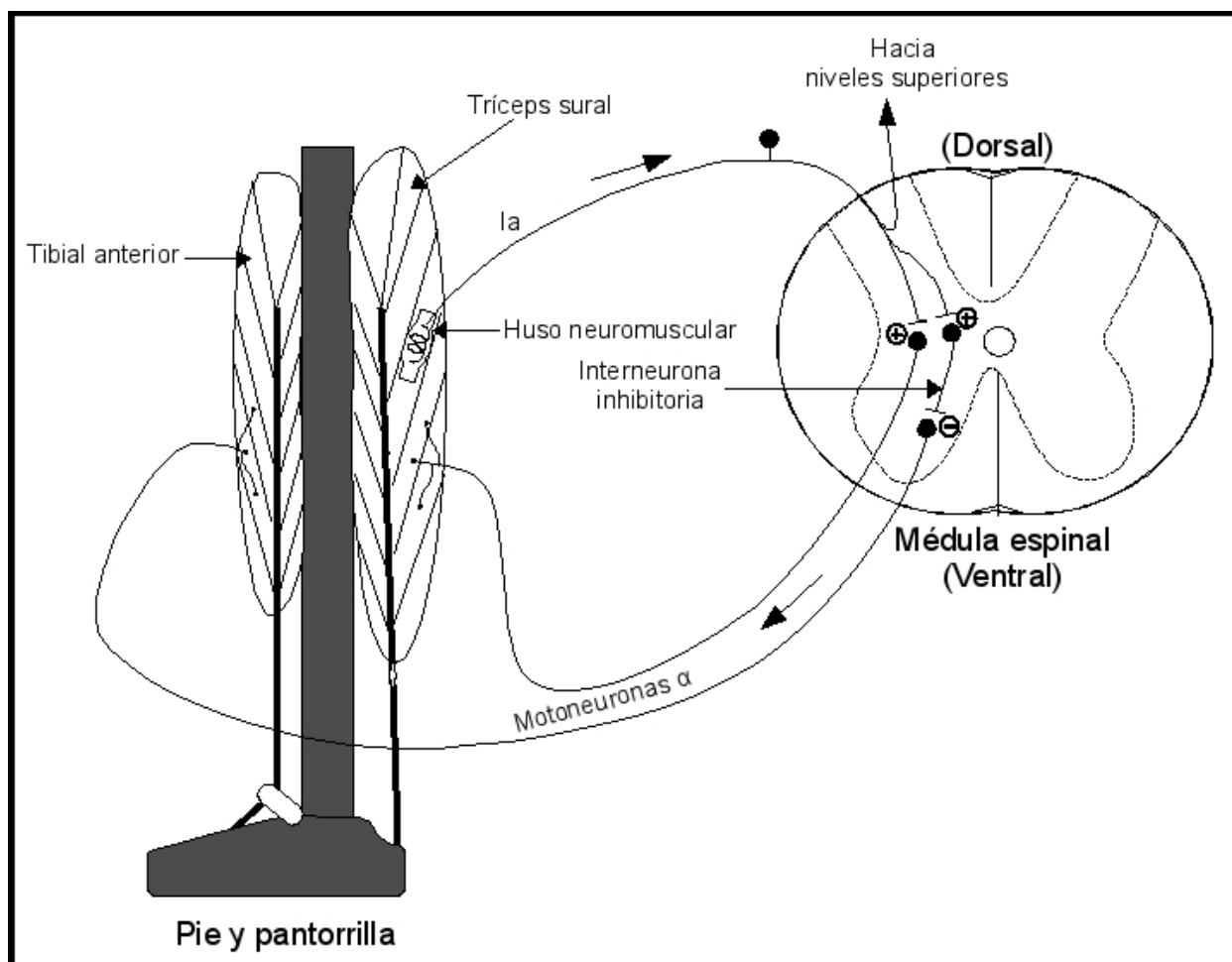


Figura 10: Representación del reflejo de estiramiento y del reflejo de inhibición recíproca. Los signos positivos (+) indican sinapsis excitatorias y los signos negativos (-) indican sinapsis inhibitoria.

El reflejo de inhibición autógena o reflejo tendinoso (Figura 11) es un reflejo polisináptico (tres neuronas y dos sinapsis) que se desata cuando los órganos tendinosos de Golgi detectan un aumento en la tensión del músculo al ser estirado o contraído, mandan una señal nerviosa vía aferente hacia la médula espinal (a través de una neurona sensorial por la raíz dorsal), ahí conecta con una interneurona inhibitoria que hiperpolariza las motoneuronas-alfa que envían señales nerviosas eferentes (a través de la raíz ventral de la médula espinal) liberando de la tensión al músculo para evitar lesiones musculares o tendinosas producto de las altas tensiones (Tortora & Grabowski, 2000; Wilmore & Costill, 2001). Presenta una respuesta estática, cuando

la tensión es constante, que es proporcional al grado de tensión, y una respuesta dinámica, cuando hay aumentos de tensión, que es proporcional al incremento de la tensión. Producto de este reflejo se suelen dar dos fenómenos: un fenómeno relajación muscular súbita, que aparece al aplicarse tensiones muy elevadas; y otro fenómeno de relajación pos-contracción, que consiste en la inhibición refleja de un músculo tras una contracción intensa (Smith, Hutton & Eldred, 1974).

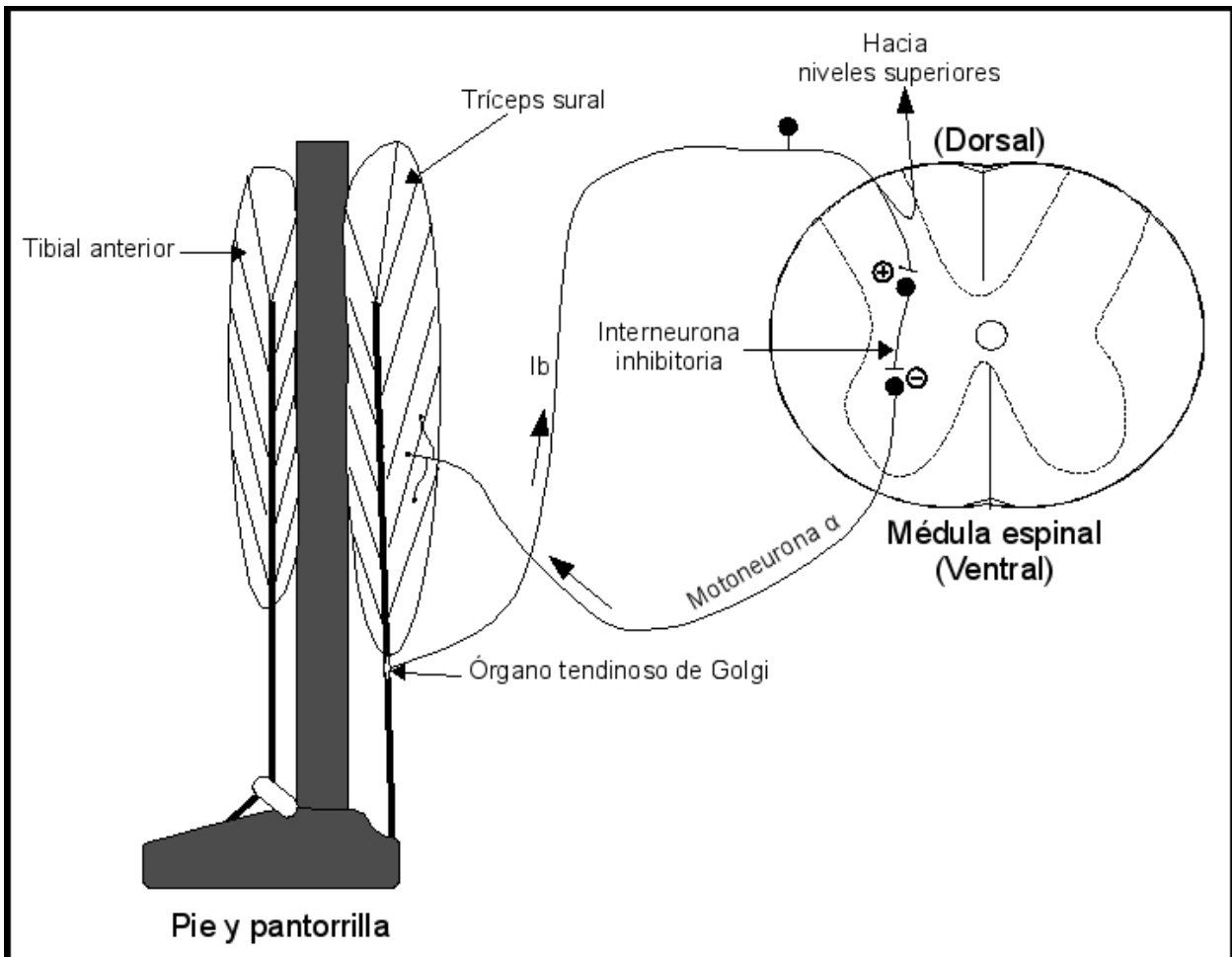


Figura 11: Representación del reflejo de inhibición autógena. Los signos positivos (+) indican sinapsis excitatorias y los signos negativos (-) indican sinapsis inhibitoria.

Ambos, husos neuromusculares y órganos tendinosos de Golgi, responden al estiramiento muscular, pero el umbral de activación de los órganos tendinosos de Golgi durante el estiramiento es mucho mayor que el de los husos neuromusculares (Gregory, Morgan & Proske, 2003). Los órganos tendinosos de Golgi responden principalmente a la fuerza de una contracción y son menos sensibles a la tensión mecánica producida por un estiramiento pasivo (Guissard & Duchateau, 2006). De este modo durante un estiramiento brusco como puede ser un estiramiento balístico, en primer lugar se activará el reflejo de estiramiento aumentando más la tensión del

músculo, lo que llevaría a una estimulación excesiva de los órganos tendinosos de Golgi que producirían una relajación súbita del músculo, quedando éste expuesto a un estiramiento excesivo que podría causarle lesiones. Ésta es la causa por la que se suelen desaconsejar los estiramientos balísticos.

Para completar este punto se presentará un reflejo estimulado de forma artificial, el reflejo de Hoffmann (reflejo-H), que es inducido eléctricamente de forma análoga a como se induce de forma natural o mecánica el reflejo de estiramiento y que puede ser utilizado para evaluar la excitabilidad refleja de las motoneuronas-alfa (Etnyre & Abraham, 1986; Moore & Kukulka, 1991; Palmieri, Ingersoll & Hoffman, 2004). Para activar el reflejo-H, se localiza el nervio que inerva al músculo diana, se le aplica una corriente eléctrica y se registra la actividad EMG del músculo. El reflejo-H es una onda o curva que se muestra en la EMG a bajos niveles de estimulación (cuando se sobrepasa el umbral de excitación de las fibras nerviosas aferentes Ia). La señal viaja por las fibras aferentes Ia hasta la médula donde hace sinapsis con las motoneuronas-alfa, continúa hasta el músculo y éste experimenta una pequeña contracción. Si la estimulación eléctrica que induce el reflejo-H es mayor, supera el umbral de excitación de la motoneuronas-alfa, el registro EMG además de presentar la onda correspondiente al reflejo-H también aparece otra onda denominada onda-M, que es la respuesta muscular a la actividad eléctrica aplicada, pero no es una respuesta refleja ya que la actividad eléctrica no pasa por la médula espinal. Al evaluar la actividad EMG, la onda-M aparece antes que el reflejo-H. Si la estimulación eléctrica es excesiva el reflejo-H no aparece ya que se anula la señal eléctrica, sólo se mostrará la onda-M. El reflejo-H es evaluado en reposo y durante alguna actividad muscular (objeto de estudio), se normalizan los datos respecto al valor de reposo (considerado como 100% de actividad eléctrica), cuando los valores se muestran por debajo o por encima del 100% se considera que ha habido una inhibición o activación, respectivamente, de la actividad de la motoneuronas-alfa (Moore & Kukulka, 1991). Para más detalles sobre otros procedimientos de normalización mirar la revisión de Palmieri et al. (2004).

I.4. Técnicas de estiramiento

Cuando se describen las técnicas de estiramiento, la musculatura que se pretende estirar se denomina antagonista y la contraria agonista (Bonnar, Deivert & Gould, 2004; Etnyre & Lee, 1987, 1988; Hardy, 1985; Hardy & Jones, 1986; Rowlands, Marginson & Lee, 2003; entre otros), ya que la musculatura es agonista o antagonista en función de cual sea el sentido del movimiento

o el sentido de la intención del movimiento. Esto puede llevar a confusión a la hora de describir técnicas de Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP) que incluyen contracciones previas al estiramiento, debido a que el músculo a estirar es antagonista mientras se estira y es agonista mientras se contrae. En otras ocasiones al describir técnicas de estiramiento la musculatura a estirar se le ha denominado agonista y la contraria antagonista (Handel, Horstmann, Dickhuth & Gülch, 1997), magnificando así la confusión. Por este motivo se ha propuesto una nomenclatura diferente para describir técnicas de estiramiento (Saéz, 2005), estableciendo que la musculatura objeto de estiramiento se denomina homónima y la contraria heterónima. En este texto se utilizará la terminología propuesta por Saéz (2005) para describir técnicas de estiramiento.

Desde las primeras referencias científicas donde se aplica un entrenamiento con intención de mejorar la flexibilidad en humanos (De Vries, 1962; Holt, Travis & Okita, 1970; Tanigawa, 1972) se ha utilizado como estímulo el estiramiento o *stretching*. Que se aplica mediante la utilización de técnicas de estiramiento. Siguiendo a Halbertsma, Mulder, Göeken & Eisma (1999) durante un estiramiento podemos distinguir dos zonas de estiramiento en cuanto a la percepción del mismo: la primera, cuando se siente una desagradable tensión inicial, es identificada como el momento en el que empieza a aumentar la tensión muscular; la segunda, cuando la tensión es la máxima que se puede tolerar sin dolor, es identificada como el máximo ROM. Siendo un estiramiento submáximo aquel que va desde la primera sensación de tensión hasta justo antes de llegar al máximo ROM. En esta misma línea, un estiramiento máximo sería cuando se llega a la segunda zona de estiramiento (máxima irritación sin dolor). Si sobrepasamos el segundo punto descrito por Halbertsma et al. (1999), punto de máxima irritación sin dolor, se estaría produciendo un sobre-estiramiento.

I.4.1. Distinción Método/Técnica

Un método de estiramiento se compone de unos patrones de movimiento y de unas técnicas de estiramiento (Voss, Ionta & Meyers, 2004). Los patrones de movimiento nos indican la forma de movilizar los segmentos corporales durante la aplicación de las técnicas de estiramiento. Mientras que las técnicas de estiramiento nos indican la forma de actuación muscular (relajación, contracciones concéntricas, excéntricas o isométricas) durante la realización de los patrones de movimiento. A modo de ejemplo, el método de FNP utiliza unos patrones espirales-diagonales que son realizados en diagonal al cuerpo y con un componente rotacional de los segmentos, involucrando a varias articulaciones simultáneamente (Surburg &

Schrader, 1997). Los patrones de FNP son movimientos en masa de las extremidades que se realizan en los tres planos del cuerpo humano (frontal, sagital y horizontal) y se combinan con la activación de los músculos sinergistas del tronco (Adler, Berkers & Buck, 2002). Los patrones de movimiento utilizados en investigaciones donde se evalúan técnicas de estiramientos suelen ser patrones de movimiento con tendencia a aislar la musculatura a estirar produciendo un estiramiento analítico, siendo así incluso cuando se aplican técnicas de FNP (Surburg & Schrader, 1997).

I.4.2. Técnicas

La mayor parte de las taxonomías existentes en la literatura revisada, distinguen tres categorías de técnicas de estiramiento: estáticas, dinámicas y de FNP (Woods, Bishop & Jones, 2007). Otras clasificaciones sólo diferencian entre técnicas estáticas y dinámicas, incluyendo las de FNP dentro de las estáticas (Spring et al., 1997). Tras la revisión de la literatura consideramos que la clasificación más acertada incluiría técnicas estáticas, dinámicas y mixtas (Figura 15, página 36). Si tras llegar al máximo ROM de forma lenta y controlada, se mantiene la posición y el músculo permanece estirado se denomina técnica de estiramiento estática. Por otro lado, si al llegar al límite del ROM se vuelve inmediatamente a la posición inicial se denomina técnica de estiramiento dinámica. Cuando la técnica de estiramiento incluye ambas situaciones se le denomina técnica de estiramiento mixta.

I.4.2.1. Técnicas Estáticas

Para que una técnica de estiramiento se considere estática (Figura 15) tiene que cumplir dos características: se tiene que llegar al límite del ROM de forma lenta y controlada; y mantener esa posición mientras el músculo está estirado. Las cuatro formas básicas de estiramiento estático se corresponden con cuatro tipos de movimiento que son las siguientes (Alter, 2004) (Figura 12): pasivo, activo, pasivo-activo y activo-asistido. El estiramiento estático pasivo (EEP), conocido en la literatura científica como *static-stretching* (estiramiento estático) (Etnyre & Lee, 1988; Yamaguchi & Ishii, 2005) o como *passive-stretching* (estiramiento pasivo) (Hartley-O'Brien, 1980) es la técnica de estiramiento popularizada por Anderson (1994). Consistente en estirar los músculos indicándole al sujeto que los mantenga relajados, llegando lentamente a la posición de estiramiento (hasta que se note un ligero grado de tensión) y mantenerla sin rebotes durante 10-30 segundos (estiramiento fácil, *easy stretch*), intentando llegar un poco más lejos en la

siguiente repetición (hasta que se note un mayor grado de tensión que en la anterior) manteniendo la posición 10-30 segundos (estiramiento evolucionado, *developmental stretch*) (Anderson, 1994; Mattes, 1996). El EEP se fundamenta en minimizar la inevitable respuesta excitatoria de las neuronas sensitivas de los husos neuromusculares durante un estiramiento (Etnyre & Abraham, 1986). Por ejemplo una dorsiflexión pasiva de tobillo lenta no produce respuesta EMG refleja aumentada mientras que una rápida sí produce dicha respuesta (Komi, 2003). Durante el estiramiento estático activo (EEA) la posición de estiramiento se alcanza mediante la acción contráctil de la musculatura heterónima. En la literatura se ha considerado como una técnica de FNP (Spring et al., 1997) y se ha denominado: AC (*agonist-contract*, contracción de agonistas) (Etnyre & Lee, 1987, 1988), aunque otros autores lo han denominado *antagonist-contract* (contracción de antagonistas) (Handel et al., 1997); y entrenamiento mediante rango de movimiento dinámico (Murphy, 1994). Es conveniente tener presente que en determinadas investigaciones (Herzog, Lee & Rassier, 2006; Herzog et al., 2008; Lee, Joumaa & Herzog, 2007) denominan como estiramiento activo (*active stretching*, estiramiento del músculo mientras éste está activo) a lo que se suele conocer como una contracción excéntrica (CE). El estiramiento estático pasivo-activo (EEPA), inicialmente es pasivo pero cuando se alcanza el máximo ROM se intenta mantener la posición de forma activa por acción de la musculatura heterónima durante un determinado tiempo. El estiramiento estático activo-asistido (EEAA), en un principio es activo, es iniciado por la acción de la musculatura heterónima, y cuando alcanza el máximo ROM activo se continúa de forma pasiva y se mantiene la posición un determinado tiempo.

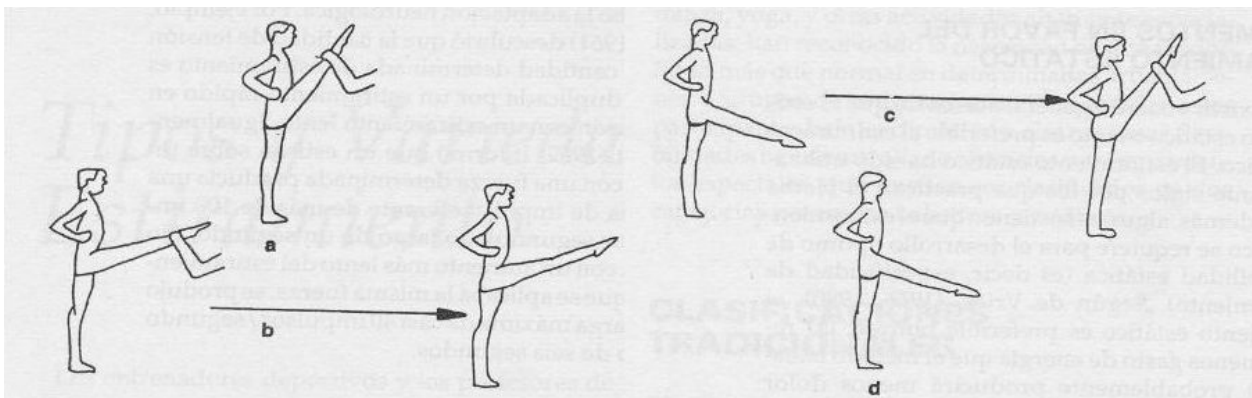


Figura 12: Tipos básicos de estiramiento estático: a) estiramiento estático pasivo (EEP); b) estiramiento estático pasivo-activo (EEPA); c) estiramiento estático activo-asistido (EEAA); d) estiramiento estático activo (EEA) (Alter, 1990).

Otro gran bloque de técnicas de estiramiento estáticas corresponde a las técnicas de FNP y su variantes. Voss et al. (2004) definen la FNP como un método destinado a promover o acelerar la respuesta del mecanismo neuromuscular por medio de la estimulación de los propioceptores. *Propioceptivo*, está relacionado con la información que nos aportan los receptores sensoriales sobre nuestro cuerpo; *neuromuscular*, es relativo al músculo y al nervio; y *facilitación*, consiste en hacerlo más fácil (Adler et al., 2002). La FNP proviene del campo de la rehabilitación y es un método que incorpora unos patrones de movimiento espirales-diagonales y unas técnicas específicas, ambos desarrollados por el Doctor Herman Kabat a principios de los años 50 con el objetivo de rehabilitar a pacientes de distinta índole (Voss et al., 2004). Algunas de las técnicas de FNP denominadas de relajación, creadas por Kabat y variaciones de las mismas empezaron a usarse a principios de los años 70 en el ámbito deportivo como técnicas novedosas para la mejora de la flexibilidad. Hoy día existe una gran disquisición en cuanto a la terminología y a las definiciones usadas para describir las técnicas de FNP (Sharman, Cresswell & Riek, 2006) lo que dificulta su clasificación. No obstante, todas estas técnicas tienen un nexo común que es la utilización de la facilitación neuromuscular para conseguir alcanzar mayores ROM durante la aplicación de las técnicas. Esta facilitación se consigue valiéndose de dos reflejos neuromusculares: el reflejo de inhibición autógena y el reflejo de inhibición recíproca (para más detalle ver punto “I.3.2. Aspectos neuromusculares”, página 21). El reflejo de inhibición autógena o de relajación pos-contracción se basa en la inhibición refleja de un músculo tras una contracción intensa (Voss et al., 2004), en este caso una contracción isométrica (CI). El reflejo está mediado por los órganos tendinosos de Golgi que al percibir altas tensiones en los tendones reaccionan provocando la relajación muscular mediante inhibición neurológica (Etnyre & Lee, 1987; McAtee & Charland, 2000). Esta relajación tras la contracción es aprovechada para conseguir mayores elongaciones musculares durante el subsiguiente estiramiento. Esta explicación es reforzada por experimentos en los que se han encontrado disminuciones del Reflejo-H tras una CI (Etnyre & Abraham, 1986; Moore & Kukulka, 1991). El reflejo de inhibición recíproca es un reflejo mediado por los husos neuromusculares que al detectar una contracción muscular actúan inhibiendo la contracción de la musculatura contraria simultáneamente, facilitando el estiramiento (Etnyre & Abraham, 1986; McAtee & Charland, 2000). Las técnicas y nomenclaturas que aparecen con más regularidad en la literatura son: *Contract-Relax* (CR), *Hold-Relax* (HR), *Contract-Relax-Contract* (CRC) y *Hold-Relax-Contract* (HRC). La técnica CR o Contracción-relajación incorpora una contracción muscular concéntrica

contra resistencia previa al EEP (Surburg & Schrader, 1997), i. e. se llega hasta el máximo ROM pasivo (punto de inicio del dolor), ahí se realiza una contracción concéntrica (CC) o isotónica del músculo a estirar (músculo homónimo), se relaja la contracción y se estira de nuevo el músculo mediante un EEP. La técnica HR o sostén-relajación es igual que CR pero en vez de realizar una CC se usa una CI previa al EEP; la técnica CRC o contracción-relajación-contracción, también llamada CRAC (*contract-relax-agonist-contract* o contracción-relajación contracción de agonistas) es igual que CR pero la parte final de estiramiento no es pasiva sino activa (EEA, estiramiento estático activo), el estiramiento se produce por acción de la musculatura heterónima (la contraria a la que se estira); y por último la técnica HRC o sostén-relajación-contracción, también llamada HRAC (*hold-relax-agonist-contract* o sostén-relajación contracción de agonistas) es igual que CRC pero la contracción previa al estiramiento activo es isométrica en vez de concéntrica (Surburg & Schrader, 1997). Para favorecer la relajación muscular durante el estiramiento, las técnicas CR y HR se basan en el reflejo de inhibición autógena y las técnicas CRC y HRC además se basan en el reflejo de inervación recíproca. No obstante existe controversia al respecto ya que se ha observado mayor actividad EMG durante el estiramiento en técnicas de FNP favorecidas por el reflejo de inervación recíproca que en EEP a pesar de obtener mejores ROM con técnicas de FNP (Ferber et al., 2002; Osternig, Robertson, Troxel & Hansen, 1987, 1990). Los autores anteriores utilizaron en sus investigaciones electrodos superficiales para registrar la actividad EMG y la señal podría haber sido contaminada por la actividad de la musculatura contraria. Fenómeno que no ocurrió en otra investigación donde se utilizaron electrodos profundos en contraste con electrodos superficiales (Etnyre & Abraham, 1988), mientras los electrodos superficiales (colocados sobre la piel) registraban actividad eléctrica durante el estiramiento muscular, los electrodos profundos (situados directamente dentro del vientre muscular) no registraban actividad eléctrica. Por tanto el estudio de Etnyre & Abraham (1988) soporta que la contracción de la musculatura heterónima durante el estiramiento conlleva la inhibición de la contracción de la musculatura homónima durante estiramientos con técnicas de FNP favorecidas por el reflejo de inervación recíproca y es consistente con los estudios que muestran mayores ROM utilizando estas técnicas.

Siguiendo la misma secuencia de actuación muscular que la anteriores técnicas han surgido otras variaciones. Una es la denominada *Eccentric Training* (Nelson & Bandy, 2004) o entrenamiento excéntrico, que es similar a CR y HR, sólo que en esta ocasión la contracción previa al EEP es una contracción excéntrica. El autor la aplica utilizando una banda elástica para

poder realizar un auto-estiramiento. Otra variación consiste en realizar la contracción previa al estiramiento mediante electroestimulación (Acosta, López-Bedoya & Vernetta, 1998; López-Bedoya, Gómez-Landero, Jiménez & Vernetta, 2002); HR, CR, HRC y CRC con contracción muscular involuntaria mediante electroestimulación. Si a las anteriores técnicas les cambiamos la forma en que se realiza el estiramiento final (EEP, EEA, EEAA, EEPA) con distintas formas de contracción muscular previa, se pueden obtener múltiples variaciones.

La contracción isométrica realizada en el máximo ROM, por sí sola, constituye una técnica de estiramiento denominada estiramiento isométrico o *super-stretch* (Russell, 1987). De este modo la contracción isométrica no sólo es utilizada para activar el reflejo de inhibición autógena, sino que actúa como una técnica de estiramiento independiente, que incide sobretodo en el estiramiento de las uniones mio-tendinosas y los tendones (Figura 13).

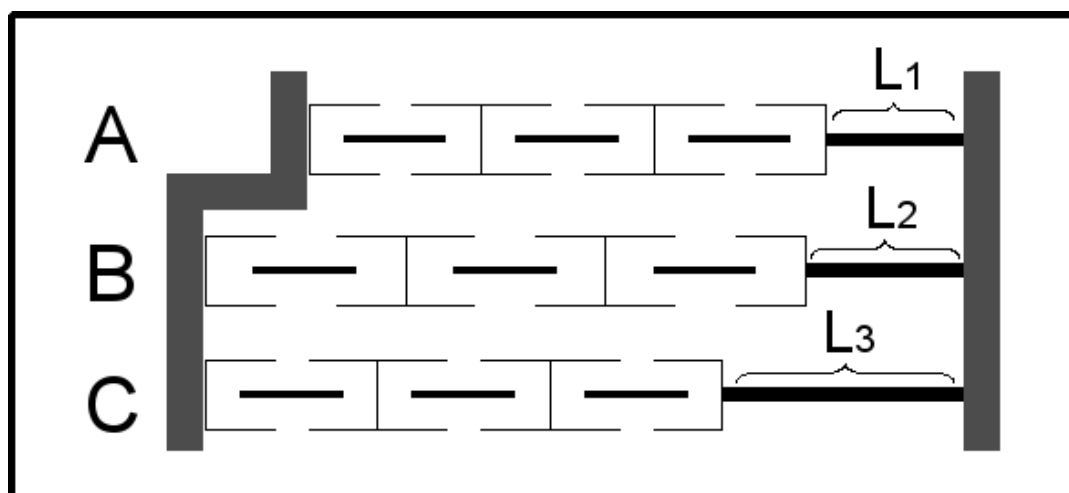


Figura 13: Representación esquemática del estiramiento isométrico. A) músculo relajado. B) músculo estirado. C) músculo contraído mientras está estirado. L1, L2, y L3 es la longitud del tendón. Observa que L1 es menor que L2 y éste a su vez menor que L3.

Una variación de técnicas estáticas pueden ser el estiramiento estático pasivo (EPP) aplicado de forma simultánea con vibración que promueve la relajación muscular en el máximo ROM. Ha sido utilizada con gimnastas con buenos resultados (McNeal & Sands, 2006; Sands et al., 2006, 2008), se trata de mantener la posición de spagat antero-posterior colocando la pierna adelantada encima de una plataforma vibratoria a una frecuencia adecuada, promoviendo así la relajación de la musculatura a estirar.

La última técnica estática a comentar será la técnica conocida como *Active Isolated Stretching* (AIS) o Estiramiento Aislado Activo, perteneciente al Método Mattes (Kochno, 2002;

Mattes, 1996). Se basa en estiramientos de corta duración (entre 1,5 y 2 segundos) que se alternan con períodos de relajación muscular en la posición inicial de 2 segundos, repitiendo el ciclo 10 veces (Mattes, 2000), la primera parte de estiramiento es al principio activa y luego pasiva, por tanto con esta técnica se produce un estiramiento estático activo-asistido (EEAA) de corta duración.

I.4.2.2. Técnicas Dinámicas

Son aquellas en las que se llega al máximo ROM movilizándolo los segmentos a distintas velocidades y rápidamente se vuelven a la posición inicial, no se mantiene el estiramiento como en las técnicas estáticas. Se caracterizan por realizarse de forma rítmica. En este apartado incluimos la movilización activa, la movilización pasiva, los estiramientos balísticos o lanzamientos, los tirones o rebotes y variaciones de FNP (Figura 15, página 36). Dentro de las técnicas dinámicas existen dos de ellas que se realizan a velocidades lentas, estos son la movilidad activa y la movilidad pasiva. La movilidad activa, también llamada *dynamic stretching* (DS, estiramiento dinámico), consiste en movilizar los segmentos por acción de la musculatura heterónima hasta el máximo ROM activo y regresar a la posición inicial, sin tirones (Yamaguchi & Ishii, 2005). La movilidad pasiva (MP) (Tanigawa, 1972) es igual a la activa sólo que en esta ocasión se realiza de forma pasiva bien por acción de un compañero o utilizando máquinas isocinéticas (Bressel & McNair, 2002; Magnusson, Aagaard, Simonsen & Bojsen-Møller, 1998), en este último caso se ha llamado *cyclic stretch* (estiramiento cíclico). Los lanzamientos o estiramiento balístico (BS, *ballistic stretching*) son estiramientos que se realizan a alta velocidad de desplazamiento de los segmentos utilizando el momento de inercia para alcanzar el máximo ROM en cada lanzamiento (Nelson & Bandy, 2005). Dos formas básicas de realizar un BS se han descrito (Zachazewski, 1990, citado por Alter, 1998): una realizando el movimiento a baja velocidad (SFR, *Slow full range*) y otra rápido (FFR, *Fast full range*) (Figura 14). Hardy & Jones (1986) distinguen, también, dos formas de realizar los lanzamientos: incidiendo en la velocidad a la que se realiza (*speed-dynamic*, SD), indicando que haga el mayor número posible de repeticiones en un tiempo dado llevando el miembro hasta una marca anterior al máximo ROM; incidiendo en el ROM (*flexi-dynamic*, FD), indicando que haga el mayor número posible de repeticiones en un tiempo dado intentando llegar siempre hasta el máximo ROM. Los tirones o rebotes son una forma de estiramiento donde primero se llega hasta un ROM submáximo y se mantiene, desde ahí por acción de la musculatura heterónima se realizan balanceos (tirones) con

intención de llegar a un ROM máximo. También se han descrito dos formas básicas de realizarlo (Zachazewski, 1990, citado por Alter, 1998): una realizando el movimiento a baja velocidad (SSER, *Slow short end range*) y otra rápido (FSER, *Fast short end range*) (Figura 14). Durante los tirones se realizan movimientos de rangos reducidos mientras que en los lanzamientos se realizan movimientos de rangos amplios.

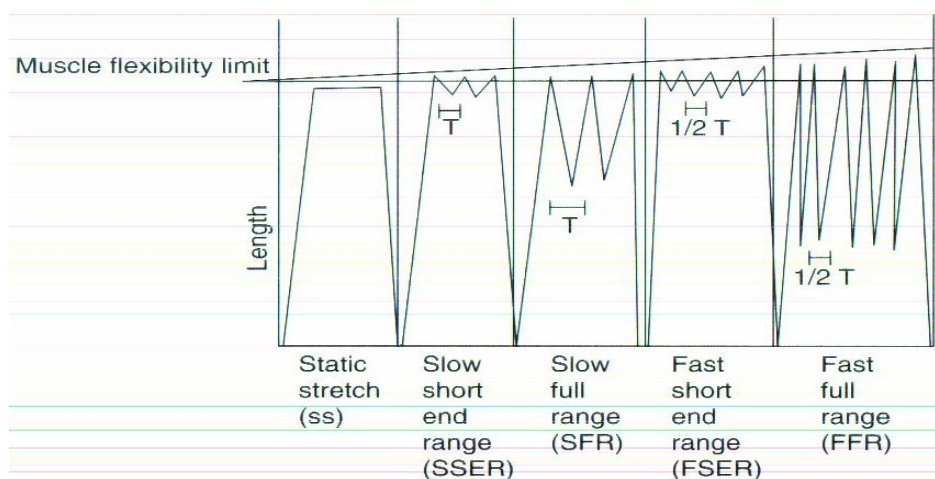


Figura 14: Progresión en la realización de estiramientos (Zachazewski, 1990, citado por Alter, 1998). Describe las dos formas básicas de estiramiento balístico y las dos de tirones o rebotes.

Para terminar con las técnicas dinámicas se describirán unas variaciones de técnicas de FNP. La variación más conocida es llamada *hold-relax-bouncing/hold-relax-swing* (HRB/HRS) (Thoburn, 2002) que combina lanzamientos previa contracción de la musculatura homónima. Si previo a cualquiera de las técnicas dinámicas descritas anteriormente se realiza una contracción muscular ya sea concéntrica, isométrica o excéntrica, se pueden obtener múltiples variantes de FNP dinámicas.

I.4.2.3. Técnicas Mixtas

Las técnicas mixtas (Figura 15) combinan estiramientos estáticos y dinámicos. En la literatura científica aparecen en escasas ocasiones, una de ellas consiste en realizar lanzamientos y en la última repetición mantener la posición de estiramiento durante un período de tiempo (Hartley-O'Brien, 1980). Otras técnicas mixtas pueden surgir al mezclar técnicas estáticas con dinámicas dentro del mismo ejercicio de estiramiento.

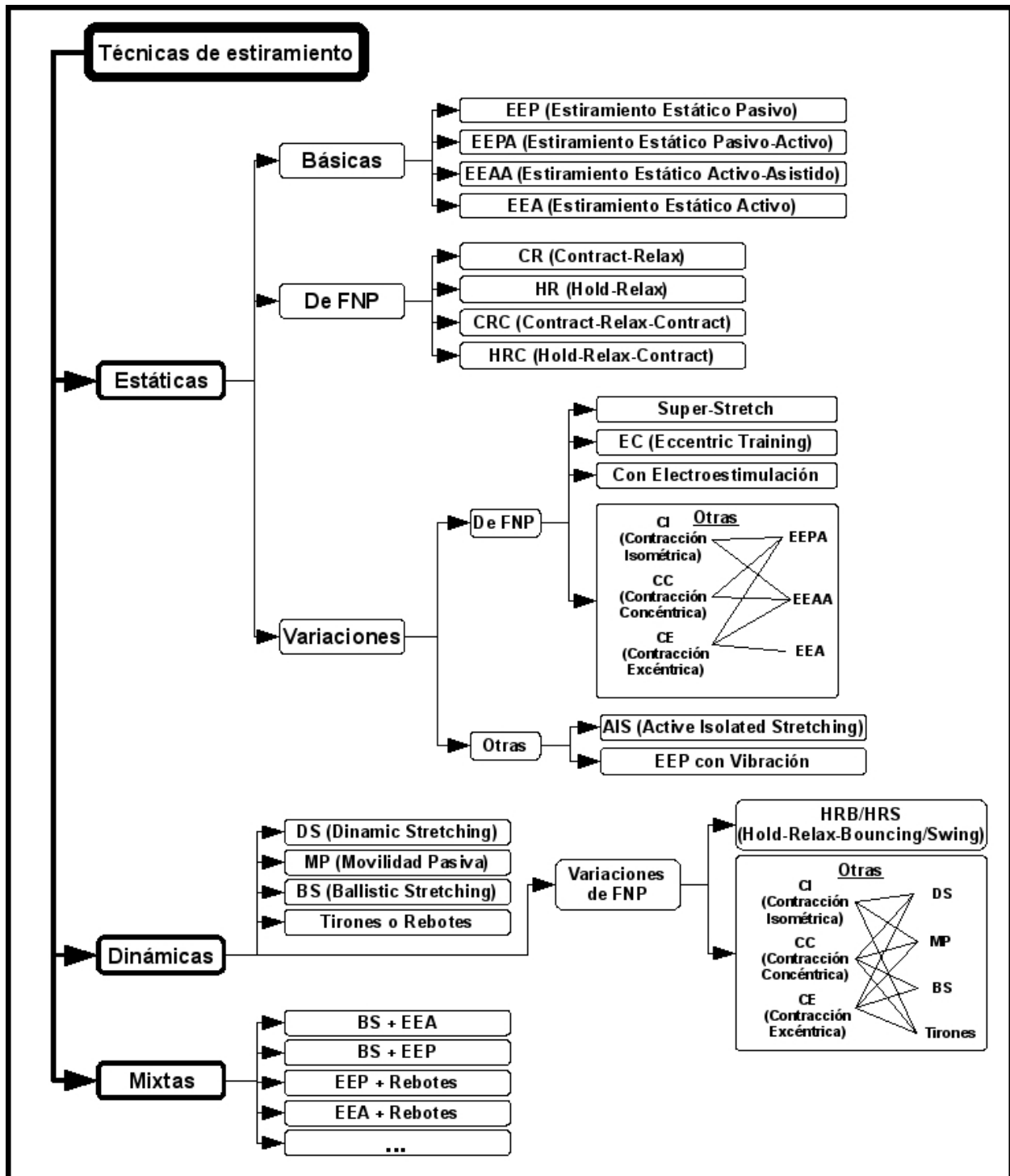


Figura 15: Propuesta de taxonomía de técnicas de estiramiento.

I.5. Qué ocurre durante el estiramiento

Durante un entrenamiento de flexibilidad con la técnica EEP (estiramiento estático pasivo), la forma más sencilla de aplicarlo es realizando una única repetición de estiramiento. Aunque también se suelen realizar una o más series de varias repeticiones de estiramiento (Figura 16 izquierda). Por lo general el tiempo que se mantiene el máximo ROM de cada repetición de estiramiento oscila entre 10 y 60 segundos, aunque en estudios de laboratorio se suelen ver tiempos superiores. En la Figura 16 (izquierda) se muestra que ocurre a nivel mecánico durante la aplicación de varias repeticiones de estiramiento con un tiempo corto de descanso entre repeticiones. En cada repetición se intenta llegar al máximo ROM y mantenerlo. Mientras se llega al máximo ROM (fase dinámica) la tensión muscular aumenta no-linealmente (exponencialmente, como en Figura 7, página 19) con el tiempo hasta que se llega al máximo ROM y se consigue un pico máximo de tensión pasiva muscular o pico máximo de resistencia al estiramiento (máximo momento de fuerza pasivo o momento pico de torsión pasivo). Mientras se mantiene la posición final (fase estática) vemos como la resistencia que ofrece el músculo al estiramiento disminuye hasta que tiende a ser constante (*stress relaxation*, relajación de la tensión, definido como $\Delta N \cdot m$ durante la fase estática). Después del período de estiramiento le sigue un período de relajación o descanso, el momento de fuerza pasivo baja hasta el nivel de reposo y se mantiene la posición de descanso. Una vez pasado el tiempo de descanso se inicia otra repetición de estiramiento que presenta la misma secuencia de sucesos descrita para la primera repetición. Si nos fijamos solamente en el máximo ROM y el máximo momento de fuerza pasivo se puede ver como aumentan en cada repetición sucesiva (forma indirecta de ver el fenómeno conocido como *creep* o fluencia). Por tanto vemos como en la primera repetición de estiramiento ya se aprecia una mejora del ROM que se deja notar en la siguiente repetición al obtener un mejor valor del máximo ROM, el cual es causado por una reorientación del tejido conectivo del músculo (fibras paralelas) (Fowles, Sale & MacDugall, 2000). Este aumento del ROM durante la aplicación de la técnica (*creep*) se puede ver también en una sola repetición de estiramiento: se llega a la posición de estiramiento, se mantiene un determinado tiempo produciéndose una disminución de tensión pasiva (*stress relaxation*) que se aprovecha para aumentar de nuevo el ROM y mantener constante la nueva posición (Figura 16 derecha). Durante la fase dinámica del estiramiento también se aprecia una disminución del *stiffness* pasivo entre la primera repetición y las siguientes (Magnusson, Simonsen, Aagaard & Kjaer, 1996b). Durante la fase dinámica del estiramiento del tobillo en dorsiflexión, el aumento exponencial de la tensión

pasiva se observa mientras que el cambio de longitud de los fascículos musculares aumenta linealmente y el ángulo de peneación disminuye, también, de forma lineal (Abellaneda, Guissard & Duchateau, 2009).

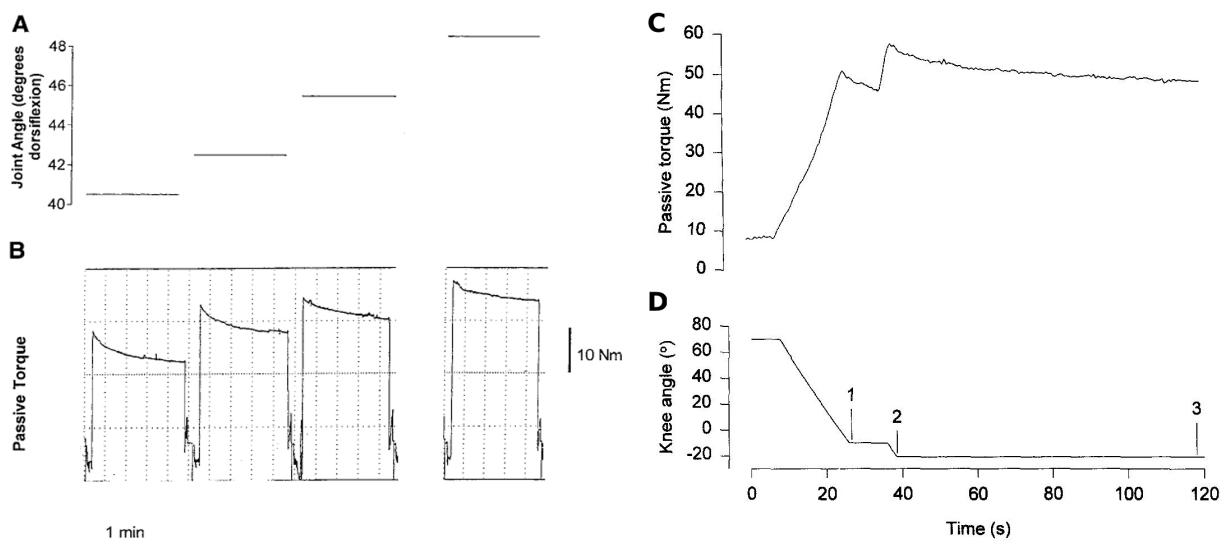


Figura 16: Izquierda (A y B): Respuesta mecánica durante la aplicación de una serie de doce repeticiones de estiramiento (Fowles et al, 2000), muestra los tres primeros juntos y, separado, el último. Derecha (C y D): Respuesta mecánica donde se aumenta el nivel de estiramiento en una única repetición (Magnusson et al., 1996a). A y D) ROM en función del tiempo. B y C) Momento de fuerza pasivo en función del tiempo.

Durante la aplicación de un EEP (estiramiento estático pasivo), a nivel neural se aprecia una disminución progresiva del reflejo-H y el reflejo-T durante la fase dinámica y se mantienen disminuido tanto como dure la fase estática (Guissard & Duchateau, 2006; Guissard, Duchateau & Hainaut, 1988). Después de aplicar el estiramiento el reflejo-H vuelve a su situación de control mientras el reflejo-T permanece por debajo (Guissard & Duchateau, 2006; Guissard et al., 1988). La disminución de la amplitud del reflejo-H durante el EEP indica que ha habido una reducción de la actividad refleja espinal tónica que contribuye a facilitar la elongación muscular (Guissard & Duchateau, 2006). La reducida excitación de las MN durante el estiramiento es causada por dos mecanismos (Guissard & Duchateau, 2006; Guissard, Duchateau & Hainaut, 2001): mecanismos pre-sinápticos, identificados con la depresión autógena de las fibras aferentes Ia; y por mecanismos pos-sinápticos, representados por la inhibición autógena inducida por los órganos tendinosos de Golgi (OTG) vía fibras aferentes Ib. Mientras los mecanismos pre-sinápticos están principalmente involucrados en pequeñas amplitudes de estiramiento (menos de 10° de dorsiflexión de tobillo), los mecanismos pos-sinápticos tienen un papel predominante en grandes amplitudes de estiramiento (más de 10° de dorsiflexión de tobillo) (Guissard &

Duchateau, 2006; Guissard et al., 2001). De cualquier modo durante la aplicación de un estiramiento sobre el tríceps sural desde los 0° hasta 30° de dorsiflexión la ganancia de ROM se debe a un aumento de la longitud muscular del 24.7% de la longitud inicial, con una contribución de fascículos musculares y tendón de 22,4 y 2,3%, respectivamente (Abellaneda, Guissard & Duchateau, 2005).

No obstante en numerosos estudios (Ferber et al., 2002; Guissard et al., 1988; Magnusson et al., 1996a; Osternig et al., 1987, 1990) se ha observado que durante la aplicación de la técnicas HR (estiramiento estático pasivo precedido de una contracción isométrica) se consiguen mayores ROM que aplicando sólo estiramiento estático pasivo (EEP). Por lo que el estímulo durante un estiramiento sería mayor. La descripción mecánica de esta técnica de estiramiento es la siguiente (Magnusson et al., 1996a) (Figura 17): tras llegar a la posición de estiramiento se realiza una contracción isométrica y después se continúa aumentando el ROM hasta llegar al máximo donde se mantiene la posición y la tensión pasiva empieza a disminuir (*stress relaxation*). Se ha observado que cuando el estiramiento estático pasivo se realiza tras una contracción muscular voluntaria máxima, la longitud muscular que se alcanza es mayor que si no se precede de una contracción muscular voluntaria máxima (Guissard et al., 1988; Magnusson et al., 1996a), sin evidencias de alteración en la actividad EMG. Tras la contracción isométrica (CI) podría disminuir el *stiffness* de las unidades mio-tendinosas o podría alterar la percepción del estiramiento (Magnusson et al., 1996a). La CI produce elongaciones de tendón y aponeurosis (Kubo, Kanehisa, Kawakami & Fukunaga, 2001a), que puede conllevar una disminución del *stiffness* pasivo de estas estructuras y por tanto una mayor elongabilidad de las unidades mio-tendinosas durante el subsiguiente estiramiento estático pasivo (EEP). A nivel neural se ha observado disminución del reflejo-H durante la fase de EEP inmediatamente después de una CI mientras se aplica la técnica HR (Etnyre & Abraham, 1986; Guissard et al., 1988) y tras una CI sin aplicar ninguna técnica de estiramiento (Moore & Kukulka, 1991). El mecanismo del que se beneficia esta técnica es un mecanismo pre-sináptico representado por la inhibición autógena de las motoneuronas-alfa inducida por los órganos tendinosos de Golgi vía fibras aferentes Ib (Guissard & Duchateau, 2006). La ganancia de ROM durante la aplicación de 3 repeticiones de la técnica HR (*Hold-Relax*) sobre el tríceps sural puede deberse a un aumento de la longitud muscular (8,9%, con una contribución de fascículos musculares y tendón de 8,4 y 0,5%, respectivamente) como resultado de la relajación muscular inducida por mecanismos neurales (Abellaneda, Guissard & Duchateau, 2007). En el anterior estudio, durante el inicial estiramiento

sobre el tríceps hasta la máxima dorsiflexión (durante la primera repetición del HR) el aumento de la longitud muscular es del 7,5% con una contribución de fascículos musculares y tendón de 6 y 1,5%, respectivamente.

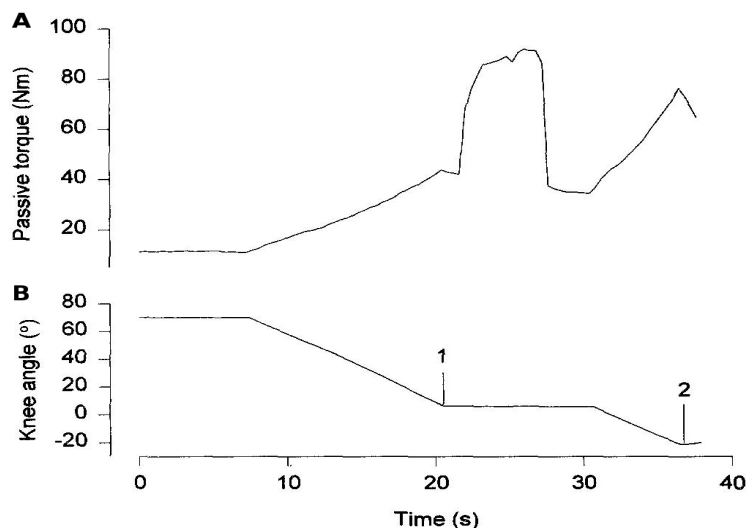


Figura 17: Representación de la respuesta mecánica durante un estiramiento con contracción previa (Magnusson et al., 1996a). A) Momento de fuerza pasivo en función del tiempo. B) ROM en función del tiempo.

El mundo científico parece estar dividido en dos bandos: por un lado, los que atribuyen la eficacia de las técnicas de estiramiento a factores neurales; y por otro lado, los que atribuyen la eficacia a las propiedades viscoelásticas o mecánicas y a la percepción del estiramiento. No obstante hay indicios que apuntan a que la flexibilidad está influenciada por ambos factores (Krabak, Laskowski, Smith, Stuart & Wong, 2001), aunque el porcentaje en el que participa cada uno de ellos no está establecido.

I.6. Efectos agudos de los estiramientos sobre el ROM

Los efectos agudos o a corto plazo del entrenamiento de flexibilidad sobre el ROM, son considerados como los efectos que produce un único ejercicio de estiramiento (efectos inmediatos). La principal característica del efecto agudo del entrenamiento de flexibilidad es que la ganancia de ROM es transitoria (DePino, Webright & Arnold, 2000; Spernoga, Uhlt, Arnold & Gansneder, 2001). Durante un protocolo de entrenamiento con estiramiento estático pasivo (EEP) de 4 series de 30 segundos de estiramiento con descanso entre series de 15 segundos, se establece que al pasar 3 minutos el efecto agudo del estiramiento ya no es significativo (DePino et al., 2000). Por otro lado se establece que al realizarse un protocolo de estiramiento de FNP, la

mejora aguda no es significativa a partir de los 6 minutos (Spernoga et al., 2001).

Las mejoras del ROM a corto plazo se han atribuido a tres posibles factores: a factores neuromusculares, a las propiedades viscoelásticas y a alteraciones en la percepción del estiramiento. El principal argumento a favor de los factores neuromusculares es que durante los estiramientos se produce inhibición de la actividad refleja espinal (Etnyre & Abraham, 1986; Guissard & Duchateau, 2006; Guissard et al., 2001; Krabak et al., 2001; Moore & Kukulka, 1991). Además, estiramientos pasivos y prolongados (1 hora) han producido alteraciones en la sensibilidad refleja de los husos neuromusculares tras el estiramiento, identificadas con disminución del reflejo de estiramiento y del reflejo-H, que permanecen incluso 15 segundos después del estiramiento (Avela, Kyröläinen & Komi, 1999). En este sentido el objetivo de los estiramientos es inhibir la actividad refleja, consiguiendo así reducir la resistencia y mejorar el ROM.

También se ha atribuido la mejora del ROM a las propiedades viscoelásticas del músculo más que a factores neuromusculares (McHugh et al., 1998). El incremento inmediato del ROM se debe a dos respuestas viscoelásticas al estiramiento, que son (Taylor et al., 1990): la primera, cuando el músculo se estira y se mantiene a una longitud constante, la fuerza necesaria para mantener esa longitud con el tiempo disminuye (*stress-relaxation*); la segunda, si se aplica una carga fija para estirar el músculo, éste permanece en continua deformación (*Creep*) (ver punto "I.3.1. Propiedades mecánicas pasivas de las unidades mio-tendinosas", página 18). En estudios en los que se ha evaluado el efecto agudo de los estiramientos sobre las propiedades mecánicas de las unidades mio-tendinosas, utilizando como test de evaluación una maniobra de estiramiento estático pasivo con una fase dinámica y una fase estática, muestran disminuciones del *stiffness* durante la fase dinámica del estiramiento y disminuciones en el cambio de la tensión pasiva ($\Delta N \cdot m$, *stress-relaxation*) durante la fase estática (Magnusson et al., 1995, 1996b; Taylor et al., 1990), tras el entrenamiento agudo de flexibilidad. Los resultados anteriores son consistentes con una posible influencia aguda de los estiramientos sobre las propiedades viscoelásticas de las unidades mio-tendinosas. Se ha observado que las alteraciones viscoelásticas aparecen cuando se aplican estiramientos excesivos en duración (450 s, 5 repeticiones de 90 s) (Magnusson et al., 1995, 1996b), mientras que con estiramientos moderados en duración (135 s, 3 repeticiones de 45 s) no aparecen (Magnusson et al., 2000a). También se han dado disminuciones del *stiffness* pasivo y aumentos del ROM tras estiramientos de menor duración (80 s, 4 repeticiones de 20 s) (Whatman et al., 2006), aunque estos resultados podrían estar condicionados por la velocidad del

estiramiento durante la fase dinámica, $5^{\circ}\cdot s^{-1}$ (Magnusson et al., 1995, 1996b, 2000a) contra $10^{\circ}\cdot s^{-1}$ (Whatman et al., 2006), o por el modelo matemático utilizado para el cálculo del *stiffness* (Nordez, Cornu & McNair, 2006). No obstante, en una investigación reciente (Kay & Blazevich, 2008) se evalúa la tensión pasiva del tríceps sural a 20° de dorsiflexión de tobillo tras distintos tiempos de estiramiento (5 s, 15 s, 4x5 s, 4x15 s) y se obtiene que la tensión pasiva a los 20° de dorsiflexión es disminuida incluso con 5 segundos de estiramiento estático pasivo (EEP) sin alteraciones en la actividad EMG, lo que indica que podría alcanzar un mayor ROM e incluso que podría tener un reducido *stiffness* aunque estas últimas variables no fueron evaluadas. Por lo que tiempos cortos de estiramiento podrían mejorar el ROM gracias a las propiedades viscoelásticas de las unidades mio-tendinosas. Centrándonos solamente en las estructuras tendinosas (aponeurosis), también se han observado reducciones del *stiffness* tras un entrenamiento agudo de flexibilidad (Kubo, Kanehisa, Kawakami & Fukunaga, 2001b), contribuyendo a reducir la resistencia pasiva y mejorar el ROM. Tras el entrenamiento las estructuras tendinosas se oponen en menor medida al estiramiento consiguiendo así mayores elongaciones durante la posterior evaluación del ROM.

Otra posible explicación a la mejora inmediata del ROM es por alteraciones en la percepción del estiramiento o incremento en la tolerancia al estiramiento (Magnusson et al., 1996a, 1998). En estos estudios se han observado mejoras en el ROM sin encontrar alteraciones de las propiedades viscoelásticas, concluyendo que la mejora del ROM se debe al incremento de la tolerancia al estiramiento. Se ha sugerido que mecanismos relacionados con la transmisión del dolor y/o los receptores cinestésicos son los responsables del incremento de la tolerancia al estiramiento, aunque aún no está claro. De cualquier modo, la tolerancia al estiramiento está ligada a factores neurales. Así podemos concluir diciendo que el entrenamiento de flexibilidad mejora de forma aguda el ROM a través de un aumento de longitud de las unidades mio-tendinosas y produce adaptaciones agudas tanto mecánicas (cambios en la curva momento-ángulo) como neurales que están relacionadas con la mejora del ROM.

I.7. Efectos a largo plazo de los estiramientos sobre el ROM

Los efectos a largo plazo del entrenamiento de flexibilidad sobre el ROM, son los efectos que produce la aplicación de un entrenamiento prolongado en el tiempo. Se han considerado efectos a largo plazo los producidos desde un tiempo de entrenamiento de 3 semanas (Magnusson et al., 1996c).

Las mejoras del ROM a largo plazo se suelen atribuir fundamentalmente a dos situaciones: a adaptaciones en la percepción del estiramiento (Halbertsma & Göeken, 1994; Magnusson et al., 1996c) y a la hipertrofia longitudinal o aumento de sarcómeros en serie (De Deyne, 2001). No obstante, recientes investigaciones (Guissard & Duchateau, 2004) muestran que también puede deberse a alteraciones neuromusculares.

En estudios de entre 3 y 4 semanas de entrenamiento con doble sesión de entrenamiento de flexibilidad (Halbertsma & Göeken, 1994; Magnusson et al., 1996c) no se encuentran alteraciones en las propiedades viscoelásticas del músculo durante la fase dinámica del estiramiento, por lo que se atribuye la ganancia del ROM al incremento de la tolerancia al estiramiento (alteraciones en la percepción del estiramiento). En estos estudios se han observado mejoras del ROM acompañadas de un aumento del momento de fuerza máximo pasivo (Figura 18b), pero sin cambios en incremento de la tensión pasiva ($\Delta N \cdot m$, *stress-relaxation*, ver punto “I.3.1. Propiedades mecánicas pasivas de las unidades mio-tendinosas”, página 18), lo que ha llevado a la conclusión de que la mejora del ROM se debe a alteraciones en la percepción del estiramiento más que a adaptaciones en las propiedades de los tejidos, ya que no se han alterado las propiedades viscoelásticas (*stiffness* y *stress-relaxation*). No obstante, un estudio reciente (Chan, Hong & Robinson, 2001) utiliza dos grupos de entrenamiento, uno con cargas de entrenamiento más concentradas que el otro: el primero, de 3 veces en semana durante 4 semanas, con 2 series de 5 repeticiones de 30 segundos; y el segundo, de 3 veces en semana durante 8 semanas, con 2 series de 5 repeticiones de 30 segundos. En el grupo de 4 semanas se dan mejoras del ROM acompañadas de aumento del momento de fuerza máximo pasivo (Figura 18b), mientras que en el grupo de entrenamiento de 8 semanas se han observado mejoras del ROM no acompañadas de aumento del momento de fuerza máximo pasivo (Figura 18a), atribuyéndose, en este último caso, la mejora del ROM a alteraciones tales como el aumento de sarcómeros en serie. Además del aumento de sarcómeros en serie, también se han sugerido otras adaptaciones (Gajdosik, Allred, Gabbert & Sonsteng, 2007) como: remodelado del tejido conectivo del vientre muscular (epimisio, perimisio, endomisio) y tendón; y cambio en las isoformas de titina. Aunque otras alteraciones moleculares y tisulares podrían también aparecer, pero no han sido estudiadas en profundidad. Si seguimos el modelo expuesto en la Figura 18, podríamos pensar que durante las primeras semanas (de 1 a 4 semanas) de entrenamiento no aparecen adaptaciones tisulares importantes y el factor predominante en la mejora del ROM podría ser una alterada percepción del estiramiento, mientras que en las siguientes semanas (más

de 8-10 semanas) sí se podrían dar adaptaciones tisulares importantes, siendo el principal factor en la mejora del ROM. Aunque no se ha establecido en que momentos temporales del período de entrenamiento aparecen dichas adaptaciones. Se requiere de más investigación al respecto.

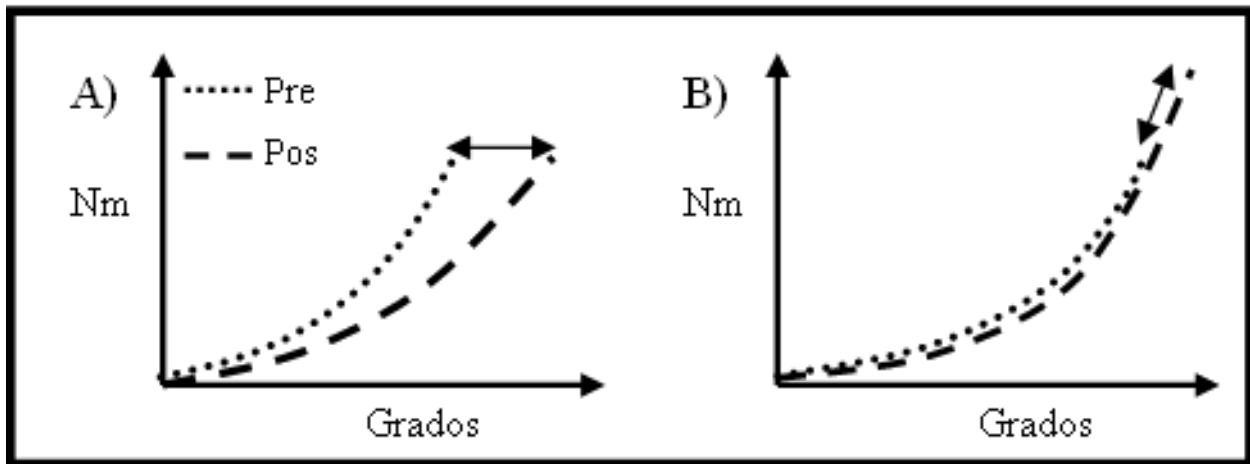


Figura 18: Modelo de respuesta mecánica durante la fase dinámica de un estiramiento utilizado como test de evaluación del ROM. A) mejora del ROM no acompañada de una mejora del momento pico de torsión. Indica alteración de las propiedades viscoelásticas tras el entrenamiento (reducción del stiffness pasivo). B) mejora del ROM acompañada de una mejora del momento pico de torsión. Indica que no ha habido alteraciones de las propiedades viscoelásticas tras el entrenamiento.

El aumento de sarcómeros en serie ha sido demostrado en humanos (Yu, Fürst & Thornell, 2003) y en animales (Tabary, Tabary, Tardieu, Tardieu & Goldspink, 1972; Williams, Watt, Bicik & Goldspink, 1986), además existen evidencias indirectas de que esto ocurre en humanos ya que se han observado cambios en la fuerza muscular expresada a diferentes ángulos articulares (Koh, 1995; Narici & Maganaris, 2007) (ver Figura 19). Al analizar miembros inmovilizados de animales durante 4 semanas se ha demostrado que cuando los miembros se inmovilizan con los músculos elongados se aprecia aumento de sarcómeros en serie y cuando se inmovilizan acortados el número de sarcómeros en serie se reduce (Tabary et al., 1972) demostrando así la plasticidad del músculo a adaptarse a distintas situaciones. Se ha demostrado que el aumento de sarcómeros en serie se da a nivel de las uniones mio-tendinosas (Nikolaou, Macdonald, Glisson, Seaber & Garrett, 1987; Williams et al., 1986). Pero el mecanismo por el que esto se produce es complejo, aunque se piensa que las costameras (ver Figura 4, página 16) juegan un papel importante al actuar como sensores mecánicos, de modo que el estiramiento induce la transcripción genética (De Deyne, 2001; Narici & Maganaris, 2007): durante el estiramiento, el sarcolema (concretamente distroglicanos e integrinas) perciben la tensión, generando una reacción en cadena de señales moleculares dentro del músculo que derivan en la

activación del mecanismo genético, produciendo la trascrición del ADN (ácido desoxirribonucleico) en ARNm (ácido ribonucleico mensajero) y la traducción del ARNm en proteínas específicas del músculo. El aumento de sarcómeros en serie supone un cambio en la longitud del músculo, que junto a las adaptaciones a nivel del colágeno y de la titina, derivan en un cambio en las propiedades viscoelásticas del músculo (cambios en la respuesta mecánica durante el estiramiento).

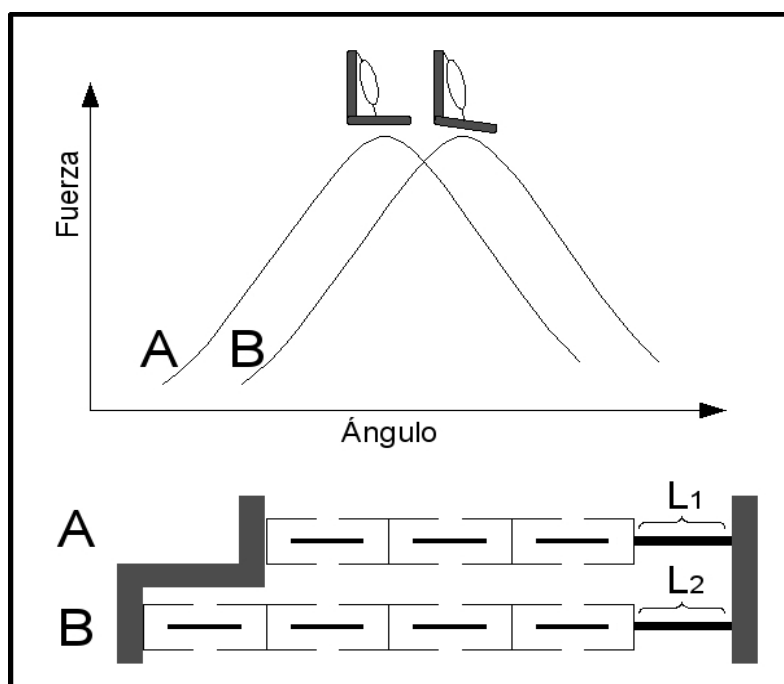


Figura 19: Representación de la relación fuerza-ángulo dependiendo de la longitud muscular. El sujeto A tiene menos sarcómeros en serie que B. Observa que A tiene el pico máximo de fuerza a menor ángulo que B. L1 y L2 representa la longitud del tendón ($L1 = L2$).

Tradicionalmente la mejora del ROM se le ha atribuido a alteraciones neurofisiológicas (disminución de la actividad refleja), de ahí que los entrenamientos fuesen dirigidos en este sentido y las técnicas de FNP gozasen de gran popularidad. Con el surgimiento de estudios en los que se evalúan las propiedades mecánicas pasivas de las unidades mio-tendinosas en vivo durante una maniobra de estiramiento, surgió la idea de que las adaptaciones a nivel mecánico eran las principales causantes de la mejora del ROM a largo plazo. No obstante hoy día se tiende a realizar estudios en los que se evalúan tanto la respuesta mecánica al estiramiento como la respuesta neural (Guissard & Duchateau, 2004). Para determinar la contribución de mecanismos neurales o mecánicos, Guissard & Duchateau (2004) realiza un entrenamiento de 4 series de 5 repeticiones de 30 segundos de estiramiento, cada serie en una posición de estiramiento distinta,

5 veces al día durante 6 semanas. El ROM del tobillo en dorsiflexión aumentó un 30,8% y permaneció un 74% de ganancia tras un período de 30 días sin entrenamiento (significativamente mayor que en el pretest). El *stiffness* pasivo disminuyó progresivamente durante el período de entrenamiento y fue correlacionado con la ganancia del ROM (a menor *stiffness*, mayor ROM). Tras el período de 30 días sin entrenamiento el *stiffness* pasivo aumentó aunque permaneció significativamente menor que en el pretest. También se observó una disminución del reflejo-H y del reflejo-T tras el período de entrenamiento, encontrándose que la disminución del reflejo-T (diferencias significativas a las 20 sesiones) fue mayor y más rápida que en el reflejo-H (diferencias significativas a las 30 sesiones). Tras el período de 30 días sin entrenamiento, la disminución de ambos reflejos ya no era significativa. La disminución de la actividad refleja no fue correlacionada con la pérdida de *stiffness* pasivo, lo que indica que la disminución del *stiffness* pasivo no puede deberse únicamente a la disminución de la actividad refleja. Tras 30 sesiones de entrenamiento (6 semanas) se reduce la actividad de las motoneuronas-alfa y en parte contribuye a la mejora del ROM. Así Guissard & Duchateau (2004) sugieren que la disminución de la resistencia pasiva de las unidades mio-tendinosas tras un entrenamiento a largo plazo se debe a cambios en las propiedades viscoelásticas (alteraciones o adaptaciones del *stiffness* intrínseco de las unidades mio-tendinosas) y a la disminución del *stiffness* reflejo (adaptaciones neurales). Sin embargo las adaptaciones neurales y mecánicas muestran diferentes pautas temporales en su manifestación.

CAPÍTULO II. Marco conceptual de la fuerza

II.1. Definición de fuerza

Desde el punto de vista mecánico el concepto de fuerza (del inglés: *force*) surge a partir de la primera y segunda ley de Newton y se define como todo aquello que es capaz de producir una deformación o alterar el estado de reposo o de movimiento de un cuerpo (Gutiérrez-Dávila, 1999). La fuerza es el producto de multiplicar la masa del cuerpo movilizado por la aceleración que experimenta ($F = m \cdot a$) y es una forma reducida o simplificada que surge de aplicar la ley general de la Dinámica (variación de la cantidad de movimiento en el tiempo) a condiciones constantes de masa.

En el ámbito de la actividad física y el deporte, la fuerza es definida como la capacidad del ser humano para soportar o vencer una resistencia (García-Manso, 1999). Concretando un poco más en el componente muscular, también puede ser definida como la capacidad de vencer una resistencia externa o reaccionar ante ella mediante una tensión muscular (Kuznetsov, 1984). Por tanto, es la fuerza que un músculo o grupo muscular puede generar tanto de forma estática como dinámica. Según Knuttgen & Komi (2003) el término deportivo de fuerza (del inglés: *strength*) es identificado como la máxima fuerza o momento de fuerza que puede ser desarrollada por los músculos en un particular ángulo articular (isométrica) o como la máxima fuerza concéntrica o excéntrica desarrollada en un gran rango de velocidades. Por tanto se pueden obtener infinitos valores de fuerza muscular en relación al tipo de acción, la velocidad de la acción y la longitud muscular a la que se evalúa la fuerza (Knuttgen & Komi, 2003). Por ello los valores de fuerza son expresados de acuerdo al tipo de acción, la velocidad de la acción y la longitud muscular.

II.2. Manifestaciones de la fuerza

Si definimos la cualidad física fuerza (de acuerdo al punto anterior) como la fuerza máxima o momento de fuerza máximo que puede ser desarrollado por un músculo o grupo muscular a una determinada velocidad, las distintas manifestaciones de la fuerza estarían ligadas a los tipos de acciones musculares o regímenes de contracción. La interacción entre la fuerza generada por un grupo muscular y la fuerza externa que se pretende movilizar dan como resultado acciones musculares que producen ejercicios estáticos (sin movimiento articular) y dinámicos (con aumento o disminución del ángulo articular) (Knuttgen & Komi, 2003). Dichas

acciones musculares son definidas como (Knuttgen & Komi, 2003): isométricas cuando se da un ejercicio estático en el que el músculo está activado y no hay cambio en su longitud, i. e. se desarrolla fuerza pero no hay movimiento; concéntricas cuando el ejercicio es dinámico con disminución de la longitud muscular; y excéntricas cuando el ejercicio es dinámico con aumento de la longitud muscular. Sin embargo la forma natural de actuación muscular no puede ser descrita totalmente con acciones musculares aisladas isométricas, excéntricas o concéntricas; la forma natural de actuación muscular comprende un ciclo de estiramiento-acortamiento (CEA, *stretch-shortening cycle*) (Komi, 2003). Donde primero hay una acción muscular excéntrica seguida de una acción muscular concéntrica, con un tiempo de transición entre ellas muy pequeño. Este tipo de acción también es llamada contracción pliométrica (CP) (Gutiérrez-Dávila, 1999). Las manifestaciones de la fuerza que subyacen de la contracción polimétrica son englobadas dentro de la denominada manifestación reactiva de la fuerza (García-Manso, 1999).

La Figura 20 muestra un resumen de las manifestaciones de la fuerza y su relación con las acciones musculares; modificado a partir de González-Badillo & Gorostiaga (2002). En los siguientes puntos nos centraremos en la fuerza isométrica y en los test de saltos ya que son los utilizados en esta tesis.

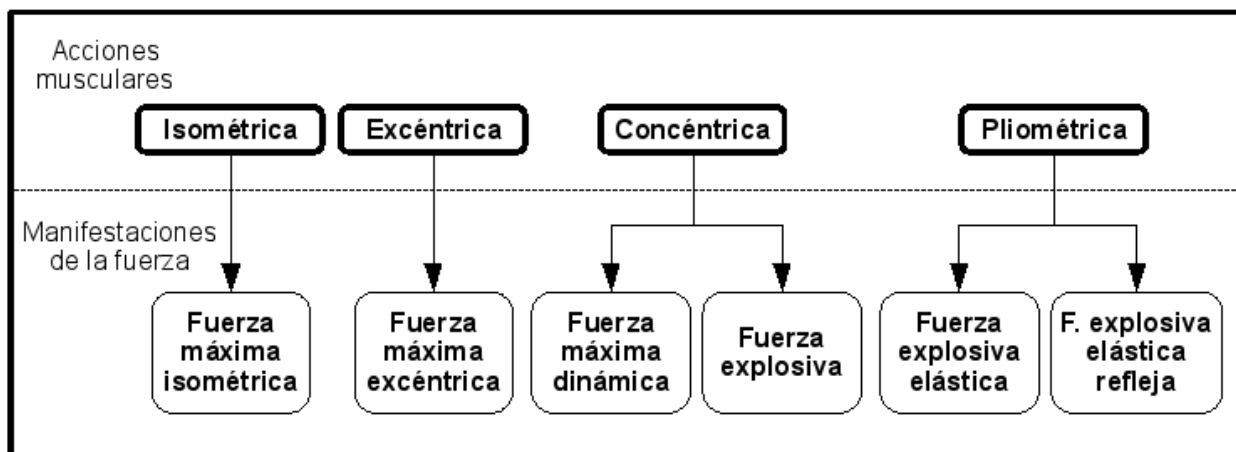


Figura 20: Manifestaciones de la fuerza y su relación con las acciones musculares (adaptado de González-Badillo & Gorostiaga, 2002)

II.2.1. Fuerza isométrica

Durante la dinamometría isométrica no hay desplazamiento de los segmentos corporales implicados en la acción, se genera tensión muscular pero no hay trabajo mecánico externo ya que no hay desplazamiento de la resistencia. El trabajo se realiza de forma estática sin variar la

longitud externa del músculo (García-Manso, 1999). El test fundamental para la evaluación de fuerza máxima isométrica es realizar una contracción voluntaria máxima contra una resistencia insalvable (Wilson, 2000). Dicha contracción debe durar entre 2 y 5 segundos (García-Manso, 1999).

Para cuantificar dicha fuerza se utilizan sensores que suelen ser de deformación como las galgas extensométricas que son el componente interno de las células de carga. Las células de carga están construidas de acero y contienen en su interior, estratégicamente colocadas, una o varias galgas extensométricas que se deforman simultáneamente a la deformación del acero. Las galgas extensométricas son estructuras casi microscópicas, normalmente de papel metálico en forma de rejilla, que actúan a modo de resistencia o impedancia variable, dejando pasar más o menos voltaje en función de su grado de estiramiento y a partir de esa diferencia de potencial se calcula la fuerza aplicada para producir la deformación de la galga extensométrica.

Los test isométricos normalmente se han usado como base para inferir la capacidad funcional de la musculatura bajo condiciones dinámicas, aunque se han encontrado pobres correlaciones con manifestaciones dinámicas (Wilson, 2000). No obstante gozan de popularidad porque (Wilson, 2000): son fácilmente reproducibles; sencillos de aplicar sin necesidad de aprender una técnica compleja; no implican riesgo para el ejecutante; y son relativamente baratos. Además la fuerza isométrica es muy importante en ciertas acciones y disciplinas deportivas como los deportes gimnásticos (Ariza, 2004), el agarre del Yudoka (Amtmann & Cotton, 2005), etc; los test son comúnmente utilizados en investigación y han sido correlacionados con el envejecimiento y la calidad de vida (Castillo, Ortega & Ruiz, 2005).

II.2.2. Test de saltos

Los test de saltos verticales también reciben el nombre de Test de Bosco. Este autor (Carmelo Bosco) es uno de los que más ha trabajado en torno a esta temática y el primero en utilizar sistemas de barrera (plataformas de saltos no dinamométricas) para medir el tiempo de vuelo (Vittori, 1990) y a partir de ahí calcular de forma indirecta la altura de salto mediante fórmulas matemáticas. Estos test de saltos son utilizados para evaluar ciertas manifestaciones de la fuerza del tren inferior (Vittori, 1990) o como indicadores del rendimiento muscular de las piernas durante el salto vertical (ver Figura 21, página 50). En nuestro caso (siguiendo al anterior autor) se han utilizado el *Squat-Jump* (SJ) o salto sin contra-movimiento como indicativo de fuerza explosiva y el *Countermovement-Jump* (CMJ) o salto con contra-movimiento como

indicativo de fuerza explosiva elástica; ambos saltos sin utilización de brazos. Los dos test están recogidos como pruebas estándar en el Test de Bosco (Bosco, 1994).

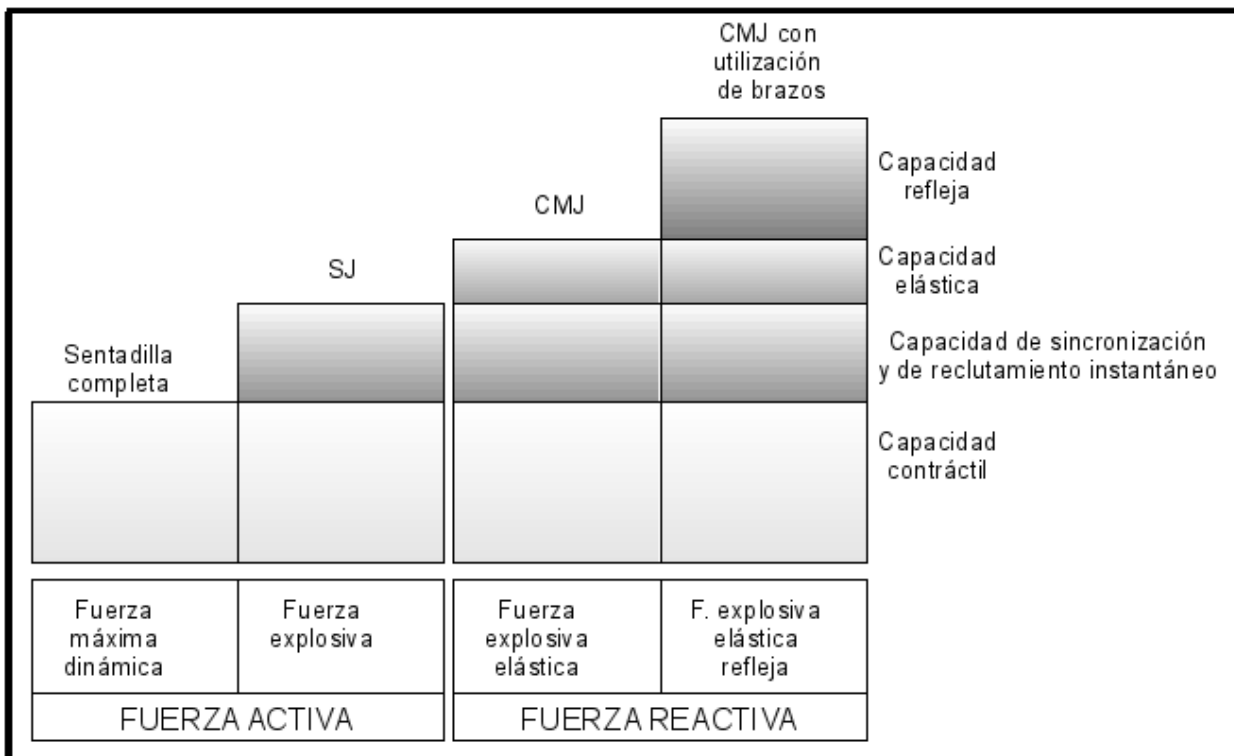


Figura 21: Modelo de Vittori para las manifestaciones dinámicas de la fuerza, los factores que intervienen en la capacidad de salto vertical y los test utilizados para evaluar cada una de ellas (adaptado de Vittori, 1990).

Durante la realización de un CMJ la altura de salto alcanzada es mayor que durante el SJ. En otras palabras, durante la realización de una acción concéntrica, si ésta es precedida de una acción excéntrica se consigue un mayor rendimiento (mayor altura de salto). La mejora del rendimiento en el salto vertical cuando éste incluye un CEA (ciclo de estiramiento-acortamiento) ha sido explicado a través del comportamiento de las fuerzas externas, mediante el almacenamiento de energía elástica y por la actividad refleja espinal. La explicación mediante el comportamiento de las fuerzas externas es a través del Principio de Fuerza Inicial de Hochmuth (Gutiérrez-Dávila, 1999). Hochmuth lo enunció así: “*un movimiento corporal con el que debe lograrse una elevada velocidad final (salto, lanzamiento, etc.) debe ir precedido de un movimiento de impulso que va en sentido contrario (impulso de frenado). Mediante el impulso de frenado al comienzo del movimiento propiamente dicho (impulso de aceleración), se dispone ya de una fuerza positiva cuando la transición se realiza fluidamente. Con esto el impulso total de aceleración es mayor, la relación entre los impulsos de frenado y aceleración debe ser óptima.*”

(Hochmuth, 1973 citado en Gutiérrez-Dávila, 1999, p. 220). Si realizamos un salto vertical en una plataforma de fuerzas y representamos la fuerza de reacción vertical que ejerce el suelo sobre el saltador con respecto al tiempo (Figura 22, página 52) el impulso total es el área debajo de la curva hasta la línea horizontal que representa el peso corporal. Así al comparar las curvas entre el SJ y el CMJ (Figura 22) vemos que cuando el sujeto empieza a extender las piernas en el CMJ la fuerza de reacción presenta valores mayores al peso corporal, se parte con una fuerza inicial extra (fuerza de reacción extra) lo que hace que el impulso final sea mayor. Por tanto el impulso de frenado (Figura 22) que aparece en el CMJ consigue dotar al cuerpo del saltador de fuerza de reacción superior al peso corporal sin haber empezado aún la acción concéntrica. Este principio describe el comportamiento de las fuerzas externas durante dichos saltos y es la base mecánica de las acciones que implican un CEA.

Otro factor importante que explica un mayor rendimiento durante un CEA es a través del almacenamiento de energía elástica durante la fase excéntrica (Komi, 2003). La energía elástica es almacenada principalmente en estructuras consideradas en paralelo como en tejido conectivo del vientre muscular (epimisio, perimisio, endomisio) y en serie como el tendón (Wilson & Flanagan, 2008). La Figura 23 (página 53) presenta esquemáticamente como los tejidos tendinosos (tendón y aponeurosis) almacenan la energía elástica con y sin CEA. El mecanismo presentado en la Figura 23, también es aplicable a otras estructuras que almacenan energía elástica. Otras estructuras dentro del propio sarcómero también han sido consideradas como responsables del comportamiento elástico de las unidades mio-tendinosas. Estas estructuras son fundamentalmente identificadas como (Herzog et al., 2008): componentes activos, las propias proteínas contráctiles que cuando forman puentes cruzados durante un estiramiento con el músculo activado (contracción excéntrica) son estiradas acumulando en su propia estructura proteica energía elástica, esta energía elástica almacenada en las propias estructuras contráctiles se traduce en una mayor potenciación de las estructuras contráctiles; y componentes pasivos, la titina que es la principal fuente de *stiffness* de una miofibrilla ya que se encuentra con un ratio de 6 a 1 frente a la miosina. Sin embargo se piensa que los tejidos tendinosos son la principal fuente de acumulación de energía elástica (Kawakami, Muraoka, Ito, Kanehisa & Fukunaga, 2002; Kurokawa, Fukunaga, Nagano & Fukashiro, 2003). Durante el CMJ la potencia mecánica generada por los fascículos musculares es absorbida por las estructuras tendinosas y almacenada en ellas como energía elástica durante la fase excéntrica y los primeros 150 milisegundos de la fase concéntrica para reutilizarla durante el resto de la fase concéntrica, que es cuando ambas

estructuras (tendinosas y fascículos) presenta mayor potencia mecánica (Kurokawa et al., 2003). Durante un CEA se ha considerado que el aumento de la longitud de los fascículos musculares durante la fase excéntrica es más pequeña que durante una contracción excéntrica normal aislada. Esta reducida elongación de los fascículos propicia que los tejidos tendinosos sean estirados y acumulen la preciada energía elástica. Durante un CMJ el reducido aumento de la longitud de los fascículos musculares es mayor que durante un salto de tipo *Drop-Jump* (DJ, salto al caer desde una altura previa) (Komi, 2003).

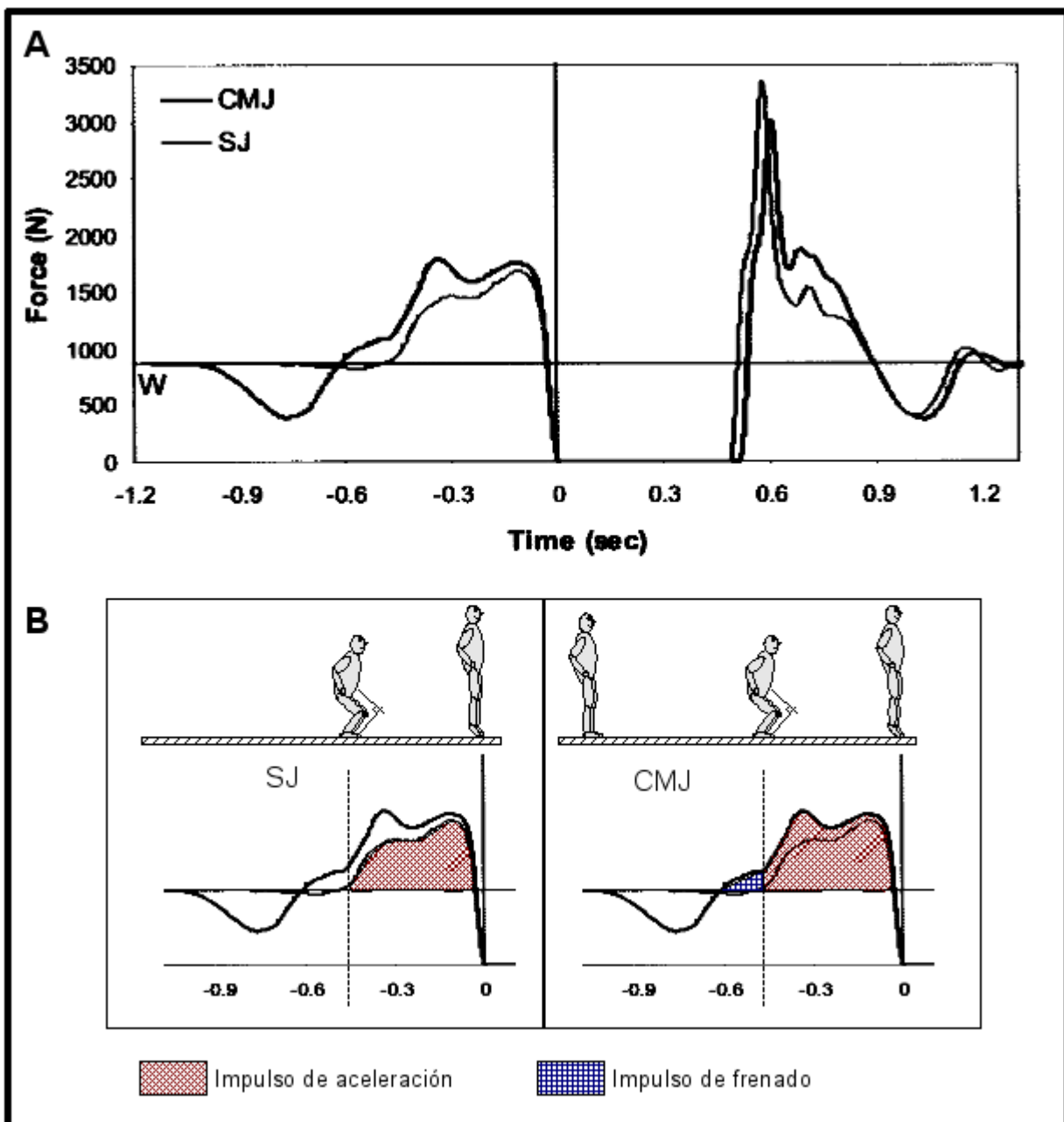


Figura 22: A) Representación de la curva fuerza-tiempo durante el CMJ y el SJ registrado mediante plataforma de fuerza (Reiser, Rocheford & Armstrong, 2006). B) Representación de impulso desarrollado durante los saltos anteriores (adaptado de Gutiérrez-Dávila, 1999 con los gráficos de Reiser et al., 2006).

La actividad refleja también ha sido propuesta como responsable del mayor rendimiento o potenciación durante un CEA (Bosco, 1994; Komi, 2003). Dicha actividad refleja es identificada con el reflejo de estiramiento, que es activado durante la fase excéntrica como producto del estiramiento muscular brusco (Bosco, 1994; Gutiérrez-Dávila, 1999; Komi, 2003). Si seguimos el modelo de Vittori (Figura 21, página 50) la mejora en altura de salto durante el CMJ respecto al SJ es debido únicamente al almacenamiento de energía elástica (Vittori, 1990), sin embargo la actividad refleja también influye durante un CMJ aunque en menor medida que si el salto fuese del tipo DJ desde una altura óptima (Komi, 2003), ya que la fase de estiramiento es más lenta en el CMJ.

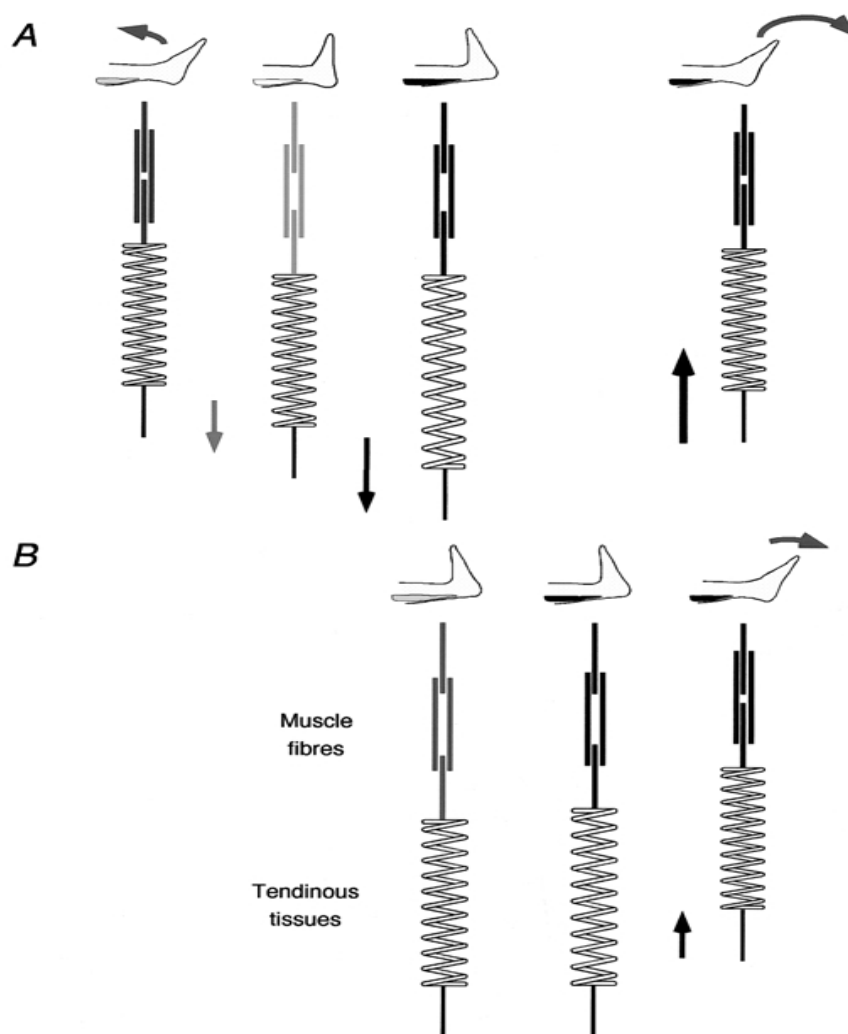


Figura 23: Representación esquemática de un movimiento con CEA (A) y otro sin CEA (B) (Kawakami et al., 2002). Indica la secuencia de cambios en las unidades mio-tendinosas desde el inicio del movimiento hasta el final. Los tejidos tendinosos están representados por un muelle y las fibras musculares por cuatro líneas negras gruesas que se solapan.

II.3. Efectos agudos de los estiramientos sobre la fuerza

Los efectos agudos o a corto plazo del entrenamiento de flexibilidad sobre la fuerza, son considerados como los efectos que produce un único ejercicio o sesión de estiramiento (efectos inmediatos), los cuales no perduran en el tiempo.

Se ha observado que estiramientos estático-pasivos, balísticos o de FNP producen pérdida aguda de manifestaciones estáticas y concéntricas de la fuerza (Bacurau et al., 2009; Kay & Blazevich, 2008; Marek et al., 2005; Nelson, Kokkonen & Arnall, 2005b; Rubini, Costa & Gomes, 2007), pero no de manifestaciones excéntricas (Cramer, Housh, Coburn, Beck & Johnson, 2006). Estos efectos agudos negativos incluyen pérdida de fuerza máxima isométrica (Avela et al., 1999; Fowles et al., 2000; Kay & Blazevich, 2008; Knudson & Noffal, 2005; Ogura et al., 2007; Power et al., 2004), pérdida de altura de salto vertical en distintas modalidades de salto (Cornwell, Nelson & Sidaway, 2002; Robbins & Scheuermann, 2008; Wallmann, Mercer & McWhorter, 2005; Young & Elliot, 2001) y descenso en el rendimiento del sprint (Ayala & Sainz de Baranda, 2010; Nelson, Driscoll, Landin, Young & Schexnayder, 2005a; Sayers, Farley, Fuller, Jubenville & Caputo, 2008; Winchester, Nelson, Landin, Young & Schexnayder, 2008). Sin embargo también se han observado no alteraciones o mejoras significativas de la fuerza o del rendimiento muscular tras estiramientos dinámicos (Ayala & Sainz de Baranda, 2010; Herda, Cramer, Ryan, McHugh & Stout, 2008; Manoel, Harris-Love, Danoff & Miller, 2008; Yamaguchi & Ishii, 2005; Yamaguchi, Ishii, Yamanaka & Yasuda, 2007), balísticos (Bacurau et al., 2009) o con vibración (Cronin et al., 2008; Kinser et al., 2008) e incluso con estiramiento estático pasivo (Kay & Blazevich, 2008). Cabe destacar que el efecto de pérdida, ganancia o no alteración significativa del rendimiento muscular puede estar relacionado con la técnica de estiramiento utilizada, el tiempo total de estiramiento y con la manifestación de la fuerza analizada. Los resultados suelen ser contradictorios en cuanto al efecto que producen los estiramientos sobre la fuerza. Mientras algunos estudios afirman que se da una pérdida de fuerza tras una sesión de estiramientos, otros sostienen que tal efecto no se da. No obstante la posible mejora del rendimiento muscular tras la realización de estiramientos permanece en controversia.

Algunas revisiones bibliográficas al respecto, sistemáticas y críticas, sostienen que los estiramientos no producen mejoras agudas del rendimiento muscular (Shrier, 2004). Otras revisiones bibliográficas (Rubini et al., 2007) muestran pérdidas de fuerza (medida mediante test isométricos, isocinéticos o isotónicos) cuando los tiempos totales de estiramiento oscilan entre

120-3600 segundos, mientras que no hay cambios significativos en la fuerza cuando los tiempos totales de estiramiento se encuentran entre 30-480 segundos. En la publicación anterior (Rubini et al., 2007) se observó que la mayoría de los estudios presentaban pérdidas de fuerza y se consideró que los tiempos totales de estiramiento de estos estudios son superiores a los tiempos recomendados en la literatura.

Por tanto los estiramientos prolongados y máximos podría perjudicar de forma aguda el rendimiento de la fuerza, siendo múltiples los factores que influyen en dicha pérdida de fuerza. Los factores implicados más importantes se pueden resumir como neurales (reducida activación muscular y/o sensibilidad refleja alterada) y mecánicos (alteraciones en las propiedades viscoelásticas las unidades miotendinosas que afecta a la relación longitud/tensión) (Avela et al., 1999; Cramer et al., 2004, 2005, 2006; Magnusson & Renström, 2006). En el estudio de Fowles et al. (2000) se encontró una pérdida de fuerza máxima isométrica del 28% inmediatamente después de una sesión de 13 repeticiones de estiramiento de 153 segundos cada una (33 minutos de trabajo total), atribuyendo un 60% de dicha pérdida a una reducida activación de unidades motoras y un 40% a una reducida capacidad del músculo para generar fuerza. Los factores neurales responsables del decrecimiento de fuerza inducido por los estiramientos puede deberse a mecanismos inhibitorios periféricos o a mecanismos inhibitorios del sistema nervioso central (SNC) a nivel de la médula espinal (Cramer et al., 2004, 2005, 2006). Los mecanismos periféricos que inducen reducida activación muscular incluyen (Avela et al., 1999; Cramer et al., 2004, 2005, 2006; Fowles et al., 2000): inhibición autógena mediada por los órganos tendinosos de Golgi; inhibición aferente de mecanorreceptores y nocirreceptores; inhibición inducida por fatiga; inhibición por parte de los sensores de presión de las articulaciones; e inhibición del reflejo de estiramiento mediado por los husos neuromusculares. Los mecanismos inhibitorios a nivel del SNC como la fatiga supraespinal, han sido propuestos cuando se han encontrado también pérdida de fuerza en el miembro contralateral que no se le había aplicado estiramientos (Avela et al., 1999; Cramer et al., 2004, 2005, 2006), por lo que se estableció la hipótesis de que podría darse algún mecanismo inhibitorio residual a nivel de la médula espinal. Así la reducida excitabilidad de las motoneuronas-alfa podría ser atribuida a la actividad de mecanorreceptores y nocirreceptores (fibras sensitivas de pequeño diámetro, III y IV respectivamente) cuya sensibilidad está asociada a daño tisular o fatiga metabólica (Avela et al., 1999). La reducida sensibilidad refleja de los husos neuromusculares tras el estiramiento, identificada con disminución del reflejo de estiramiento y del reflejo-H, muestra una disminución de la actividad

de las fibras sensitivas Ia aferentes. Cuando se da una contracción voluntaria máxima al mismo tiempo que las motoneuronas-alfa son activadas, también lo hacen las motoneuronas-gamma ($MN\gamma$, motoneuronas- γ) que actúan contrayendo los extremos de las fibras intrafusales de forma que se estira el receptor de los husos neuromusculares y activa el reflejo de estiramiento contribuyendo a activar un mayor número de motoneuronas-alfa y por consiguiente una excitación extra de las fibras extrafusales, por tanto si se altera la sensibilidad refleja, dicho fenómeno (coactivación α - γ) puede verse perjudicado (Avela et al., 1999). La reducida actividad de las fibras aferentes Ia puede ser causada por inhibición de las motoneuronas-gamma o por fatiga metabólica de las fibras intrafusales, lo que lleva a una disminución en la fuerza de contracción de las fibras intrafusales reduciendo la descarga de las fibras sensitivas Ia aferentes (Avela et al., 1999). La reducida excitabilidad de las motoneuronas-alfa no sólo es atribuida a la alterada sensibilidad de los husos neuromusculares sino también a inhibición generada por los órganos tendinosos de Golgi (Behm, Button & Butt, 2001; Fowles et al., 2000; Guissard et al., 2001). Los órganos tendinosos de Golgi inhiben la activación muscular produciendo menor fuerza y reduciendo potencialmente la posibilidad lesiones por excesiva tensión (Fowles et al., 2000). Tras producirse daño muscular aparece una elevada tensión pasiva acompañada de una elevada descarga de los órganos tendinosos de Golgi (como respuesta a la elevada tensión pasiva); la elevada descarga de los órganos tendinosos de Golgi puede ser utilizada como indicador de daño muscular (Gregory et al., 2003) y permanece hasta 50 minutos después del daño muscular. Sin embargo, hay que destacar, que entrenamientos prolongados de fuerza son efectivos, en parte, por producir inhibición de la descarga de los órganos tendinosos de Golgi (Aagaard et al., 2000), evitando así la inhibición que produce sobre la contracción muscular.

La transmisión de fuerzas desde el músculo al tendón y al hueso puede ser alterada debido a que el estiramiento puede inducir daño en las uniones mio-tendinosas (Nikolaou et al., 1987) o por disminución del *stiffness* del tendón y de las unidades mio-tendinosas (Bojsen-Møller et al., 2005), contribuyendo a la pérdida de fuerza. Los estiramientos producen disminución del *stiffness* de las unidades mio-tendinosas (Guissard & Duchateau, 2004), siendo el efecto total dependiente del *stiffness* de los elementos individuales. La titina es el principal elemento que genera tensión pasiva y se opone al estiramiento muscular, tiene la responsabilidad de mantener los filamentos de miosina localizados de forma centrada dentro del sarcómero con relación a la actina. Por tanto modificaciones de la titina como consecuencia de los estiramientos (disminución de su *stiffness*) puede causar irregularidades en el solapamiento de filamentos de

actina y miosina, contribuyendo a la disminución total del stiffness de las unidades mio-tendinosas y disminuyendo el número de puentes-cruzados (Avela et al., 1999), y consecuentemente presentar pérdidas de fuerza. Esto también ocurre en las fibras intrafusales y como consecuencia disminuye su fuerza de contracción reduciendo la descarga de las fibras sensitivas Ia aferentes (disminución de la respuesta al estiramiento de los husos neuromusculares) (Avela et al., 1999). En estudios con fibras musculares de animales, a vista de microscopio se han observado irregularidades en la organización de los sarcómeros tras estirar las fibras musculares un 50% de su longitud inicial, presentando una distribución no homogénea de las distancias entre líneas-Z con áreas donde los sarcómeros se muestran sobre-estirados y una distribución en forma de zigzag del patrón estriado con regiones donde las líneas-Z no se presentan alineadas (Balnave, Davey & Allen, 1997). La desorganización de sarcómeros, totalmente desalineados con los adyacentes y con líneas-Z distorsionadas, y la no uniformidad de la distancia entre fibras musculares (vistas en un corte transversal) coinciden con pérdida de fuerza en una contracción tetánica (estímulo de 100 Hz) del 36% (Balnave et al., 1997). La desorganización de líneas-Z implica alteraciones en la transmisión lateral de fuerzas durante la contracción muscular (mencionada en el punto “I.3. Factores limitantes”, página 13).

En resumen, el conjunto de los factores responsables de la pérdida aguda del rendimiento de fuerza se pueden clasificar como: neurales, que se concretan en alteraciones en la activación muscular y/o en alteraciones en la sensibilidad refleja muscular; y mecánicos, que se identifican con alteraciones en las propiedades viscoelásticas de las unidades mio-tendinosas.

CAPÍTULO III. Antecedentes del objeto de estudio y planteamiento de los objetivos

III.1. Introducción

Con el objetivo de analizar las características de los estudios e investigaciones sobre la flexibilidad, en este capítulo se presenta una revisión de la literatura al respecto. Con ello pretendemos saber como se ha abordado el estudio de la aplicación de las diferentes técnicas de entrenamiento de la flexibilidad y a partir de ahí, exponer el estado de la cuestión en la actualidad. La revisión se ha redactado en dos bloques: el primero, presenta el sistema para búsqueda documental; y el segundo, muestra los estudios seleccionados en función de cada una de la técnicas de estiramiento aplicadas relacionadas con nuestro trabajo.

III.2. Revisión de Investigaciones

III.2.1. Sistema de documentación y selección de información

Los sistemas de documentación utilizados fueron bibliotecarios y de teledocumentación. Entre los documentos bibliotecarios destacamos: libros, monográficos, publicaciones periódicas (revistas), proyectos de tesis, tesis doctorales, actas de congresos y fuentes no impresas (microfichas y multimedia). En cuanto al sistema de teledocumentación se consultó la base de datos Sport Discus, Pubmed/Medline, Teseo, Scholar Google y Web of Science. El proceso de selección estuvo condicionado por las siguientes palabras claves: *stretching*, *stretch*, *flexibility*, *static stretching*, *passive stretching*, *proprioceptive neuromuscular facilitation*, *actived isolated stretching*, PNF, AIS, *Mattes Method*, *AI stretching*, *Hold relax stretch/ing*, *contract relax stretch/ing*, *strength*, *MVC*, *maximal voluntary contraction*, *SJ*, *CMJ*, *squat jump*, *countermovement jump*, *jump/ing performance*, *isometric strength*, *isometric performance*, *isometric force*.

III.2.2. Análisis de la información seleccionada

Una vez obtenida y seleccionada la información, hemos considerado oportuno organizarla en dos grandes bloques debido a la amplitud del tema y la diversidad de la misma:

- Estudios relacionados con la aplicación del *Hold Relax* y el Estiramiento Estático Pasivo
- Estudios relacionados con el *Actived Isolated Stretching*

III.2.2.1. Estudios relacionados con el *Hold Relax* y el Estiramiento Estático Pasivo

El efecto agudo de los estiramientos sobre el ROM ha sido demostrado, primero en animales (ex-vivo) (Taylor et al., 1990) y luego en personas (in-vivo) (Magnusson, 1998). La relación entre los efectos agudos y los efectos a largo plazo no están claros, por ello en este punto nuestro interés se centrará en los estudios que traten de efectos a largo plazo sobre el ROM. En primer lugar se tratarán las investigaciones en los que se estudie el tiempo e intensidad de la contracción isométrica (CI) utilizada al aplicar el *Hold Relax* (HR). En segundo lugar se revisarán las investigaciones en las que se compare el estiramiento estático pasivo (EEP) con sigo mismo en relación al número de series, repeticiones, tiempos de estiramiento y períodos de entrenamiento utilizados. En último lugar se abordarán los trabajos de investigación en los que se compare el HR y EEP.

Con respecto al HR, de los estudios encontrados tan sólo dos de ellos se centran en la intensidad y la duración de la CI previa. El primero compara 3 segundos de CI con 6 segundos de CI (Hardy, 1985), utilizando tres series de tres repeticiones y EEP de 10 segundos, con descanso entre series y repeticiones de 30 segundos (3x3x(3 ó 6 s CI + 10 s EEP)), una vez al día durante 6 días. Ambas técnicas producen mejoras significativas, aunque no existen diferencias significativas entre realizar la contracción de 3 ó 6 segundos. El otro estudio compara tres intensidades de CI, al 20%, al 60% y al 100% de una CI voluntaria máxima (Feland & Marin, 2004), utilizando una serie de 3 repeticiones de 6 segundos de CI y 10 segundos de EEP, con descanso entre repeticiones de 10 segundos (1x3x(6 s CI al 20, 60 ó 100% + EEP 10 s)), una vez al día durante 5 días. Los tres grupos mejoran significativamente, pero no hay diferencias entre ellos.

En relación al EEP (Tabla 1, página 62), se puede apreciar que la mayoría de estudios evalúan flexibilidad pasiva y en todos los casos se centran en la musculatura isquiotibial. Todos son realizados en personas jóvenes a excepción de uno que trata a personas mayores (Feland, Myrer, Schulthies, Fellingham & Measom, 2001b). Los períodos de entrenamiento oscilan entre 4 y 6 semanas, entre 2 y 5 veces a la semana, con tiempos totales por sesión entre 15 y 300 segundos. Hay cuatro tipos de estudios fundamentalmente. Los estudios que tan sólo utilizan una repetición de estiramiento, el tiempo oscila entre 5 y 120 segundos, siendo todos igual de efectivos a excepción de Bandy & Iron (1994) que encuentra significativamente mejor 30 y 60 segundos respecto a 15 segundos. Después están los estudios que utilizan estos mismos tiempos

pero los aplican utilizando varias repeticiones. En este grupo tan sólo tenemos dos investigaciones, una de ellas no encuentra diferencias significativas entre utilizar 3 repeticiones de 60 segundos y utilizar 3 repeticiones de 30 segundos (Bandy, Irion & Briggler, 1997) y la otra, encuentra mejoras significativas al realizar 4 repeticiones de 60 segundos respecto a realizar 4 repeticiones de 15 ó 30 segundos (Feland et al., 2001b). Por otro lado tenemos un estudio que iguala los tiempos totales de estiramiento pero con tiempos por repetición y número de repeticiones distintos, donde se establece que lo que importa es el tiempo total de estiramiento sin importar el número de repeticiones (Cipriani et al., 2003). Por último tenemos un estudio que compara un entrenamiento concentrando de 300 segundos de estiramiento total por sesión en 4 semanas frente a otro entrenamiento con 150 segundos en 8 semanas (Chan et al., 2001), estableciendo que ambos son igual de efectivos, pero recomienda utilizar el entrenamiento de 8 semanas por no encontrar incrementos de la tensión pasiva del músculo al máximo ROM, lo que puede indicar adaptaciones importantes a nivel tisular.

Los estudios que tratan el EEP a largo plazo y comparándolo con sigo mismo en relación al número de series, repeticiones y tiempos de estiramiento son escasos y no se pueden sacar conclusiones precipitadas en cuanto al tiempo ideal de estiramiento por repetición y al número de repeticiones o series, pero pueden servir de referencia a la hora de plantear nuestros entrenamientos de flexibilidad. La única conclusión firme es que el EEP mejora el ROM tanto pasivo como activo.

En cuanto a los estudios donde se compara el HR con el EEP (Tabla 2, página 63), nos encontramos con que son bastante escasos, tan sólo tres estudios se han encontrado que utilicen fielmente la técnica de HR tal y como se ha descrito anteriormente (punto “I.4.2.1. Técnicas Estáticas”, página 29). Todos los estudios evalúan flexibilidad isquiotibial activa, utilizan varias técnicas de FNP en comparación con EEP y tienden a igualar el tiempo total de estiramiento por sesión. Al aplicar los tiempos de contracción y de estiramiento se han basados en los utilizados por los múltiples estudios realizados que evalúan efectos agudos. Los tiempos de contracción suelen coincidir en 6 segundos de CI. Dos de los estudios se decantan por el HRC (Etnyre & Lee, 1988; Hardy, 1985), aunque si miramos tan solo el HR y el EEP, vemos que el EEP puede ser mejor que el HR para la mejora de la flexibilidad activa (Hardy, 1985; Hartley-O'Brien, 1980). No obstante al evaluar otras articulaciones como la del hombro (Etnyre & Lee, 1988), vemos que el EEP no produce mejoras significativas en mujeres pero sí en hombres.

Tabla 1: Estudios relacionados con el EEP.

Autor/es, año	Muestra	Grupos experimentales	Tratamiento*	Período de entrenamiento	Test de evaluación	Resultados
Bandy & Irion, 1994	57 sujetos 40 hombres 17 mujeres (entre 21-37 años)	Grupo 1 (10 hombres, 4 mujeres) Grupo 2 (10 hombres, 4 mujeres) Grupo 3 (9 hombres; 5 mujeres) Control (11 hombres; 4 mujeres)	1x(15s) 1x(30s) 1x(60s)	5 veces/semana 6 semanas	KET pasivo tendido supino cadera 90°	Mejora significativamente grupo 2 y 3. No diferencias entre ellos. No diferencias entre grupo 1 y control. 30s mejor opción.
Bandy et al., 1997	93 sujetos 61 hombres 32 mujeres (entre 21-39 años)	Grupo 1 (12 hombres, 6 mujeres) Grupo 2 (12 hombres, 7 mujeres) Grupo 3 (12 hombres; 6 mujeres) Grupo 4 (12 hombres, 6 mujeres) Control (13 hombres; 7 mujeres)	3x(60s) /10s entre rep. 3x(30s) /10s entre rep. 1x(60s) 1x(30s)	5 días/semana 6 semanas	KET pasivo tendido supino cadera 90°	Mejora significativamente grupo 1, 2, 3 y 4. No diferencias entre ellos. Diferencias entre grupo 1, 2, 3 y 4 con respecto al control. 30s mejor opción (grupo 4).
Chan et al., 2001	40 sujetos 24 hombres 16 mujeres (20±3 años)	Grupo 1 (6 hombres, 4 mujeres) Grupo 2 (6 hombres, 4 mujeres) Control grupo 1 (6 hombres, 4 mujeres) Control grupo 2 (6 hombres, 4 mujeres)	1x5x(30s) /30s entre rep. 2x5x(30s) /30s entre rep. 60s entre series	3 veces/semana 8 semanas 3 veces/semana 4 semana	KET pasivo tendido supino cadera 90° instrumentado	Mejora significativamente grupo 1 y 2. no diferencias entre ellos. Incremento significativo de la tensión pasiva al máximo ROM en grupo 2. Recomienda protocolo de 8 semanas.
Feland et al., 2001b	62 sujetos (84,4±5,6 años)	Grupo 1 control (3 hombres, 10 mujeres) Grupo 2 (3 hombres, 14 mujeres) Grupo 3 (4 hombres, 11 mujeres) Grupo 4 (5 hombres, 12 mujeres)	4x(15s) 10s entre rep. 4x(30s) 10s entre rep. 4x(60s) 10s entre rep.	5 veces/semana 6 semanas (descanso de 4 semanas, tras el postest)	KET pasivo tendido supino cadera 90°	Mejora significativamente grupo 2, 3, y 4. Mejora significativa del grupo 4 respecto al grupo 2 y 3. Vuelta a línea base tras 4 semanas de descanso (no diferencias significativas entre los 4 grupos).
Cipriani et al., 2003	23 sujetos 18 hombres 5 mujeres (22,8±4,7 años)	Pierna 1 (23 sujetos) Pierna 2 (23 sujetos)	6x(10s) /5s entre rep. 2x(30s) /5s entre rep.	2 veces/día 6 semanas (4 horas entre cada vez)	PSLRT	Mejora significativa de ambas piernas. No diferencias entre ellas. Importancia del tiempo total de estiramiento.
Odunaiya, Hamzat & Ajayi, 2005	60 sujetos 37 hombres 23 mujeres (entre 18-30 años)	Grupo 1 Grupo 2 Grupo 3 Grupo 4 Grupo 5 Grupo 6 control	120s 90s 60s 30s 15s	Días alternativos durante 6 semanas (7 días de descanso tras el postest)	KET activo tendido supino cadera 90°	Mejora significativa de todos los grupos excepto el control. No diferencias entre ellos. No diferencias entre la semana 6 y después de 7 días de descanso.

* series x repeticiones x (tiempos de la técnica) / tiempos de descanso entre repeticiones, entre series.

PSLRT: Passive-straight-leg-rise-test, Test de elevación pasiva de la pierna recta.

Tabla 2: Estudios en los que se compara HR con EEP.

Autor/es, año	Muestra	Grupos experimentales	Tratamiento*	Período de entrenamiento	Test de evaluación	Resultados
Hartley-O'Brien, 1980	119 mujeres (Media años = 20,19)	EEP+EEA HRC Lanzamientos+EEA EEP HR EEP+relajación mental Control	5x(EEP 6s + EEA 6s) 5x(EEA 6s + CI 6s) 6x(4 lanza.1s + EEA 6s) 1x(60s) 5x(EEP 6s + CI 6s) 1x(60s)	3 días/semana 3 semanas	ASLRT	Mejora significativa de los 7 grupos. No diferencias significativas entre ellos. Tendencia a ser mejor el EEP+relajación mental
Hardy, 1985	42 mujeres (entre 18 y 22 años)	EEP HR 3s CI HR 6s CI EEPA HRC 3s CI HRC 6s CI Control	3x(30s) /30s entre rep. 3x3x(CI 3s + EEP 10s) /30s entre series 3x3x(CI 6s + EEP 10s) /30s entre series 3x3x(10s) /30s entre series 3x3x(CI 3s + EEA 10s) /30s entre series 3x3x(CI 6s + EEA 10s) /30s entre series	1 vez/día 6 días	ASLRT	Mejora significativa para los grupos EEP, HRC 3s CI y HRC 6s CI. No diferencias significativas entre los tres.
Etnyre & Lee, 1988	74 sujetos 49 hombres 25 mujeres (20±3,84 años)	EEP HR HRC Control (para análisis cada grupo se dividió por sexos)	1x(9s) 1x(CI 6s + EEP 3s) 1x(CI 6s + EEA 3s)	2 veces/semana 12 semanas	ROM pasivo extensión de brazo desde abducción 90° ASLRT	Mejora significativa para todos los grupos excepto en EEP para mujeres en extensión de brazos. HRC mejor que el resto en hombres.

* series x repeticiones x (tiempos de la técnica) / tiempos de descanso entre repeticiones, entre series.
ASLRT: Active-straight-leg-rise-test, Test de elevación activa de la pierna recta.

III.2.2.2. Estudios relacionados con el *Active Isolated Stretching*

El denominado Método Mattes es un método terapéutico de relajación mio-fascial desarrollado por Aaron L. Mattes que incorpora el *Active Isolated Stretching* (AIS) como técnica específica para programas de ejercicios de flexibilidad (Kochno, 2002). Durante el estiramiento el AIS sigue la siguiente secuencia (Kochno, 2002; Mattes, 1996, 2000): identificación de la musculatura a estirar, aislándola y manteniéndola lo más relajada posible; inicio del estiramiento de forma activa por acción de los músculos heterónimos y continuación del estiramiento asistido por una ayuda externa, de forma gradual hasta el punto de ligera irritación (estiramiento de 1,5 a 2 segundos); cese del estiramiento regresando a la posición inicial de forma gradual, permaneciendo en relajación otros 2 segundos; repetir el ciclo de estiramiento-relajación unas 10-12 veces, intentando alcanzar un mayor ROM cada vez; seguir las pautas de respiración, exhalar durante el estiramiento e inhalar durante la relajación.

Las ventajas propuestas por el autor de la técnicas son las siguientes (Mattes, 1996, 2000): tiene una parte activa que promueve la activación del reflejo de inhibición recíproca que favorece la relajación de la musculatura a estirar; usa estiramientos de corta duración (entre 1,5 a 2 segundos) lo que evita la aparición del reflejo de estiramiento o miotático impidiendo la contracción refleja de la musculatura a estirar; la repetición de contracciones concéntricas conlleva un incremento del flujo sanguíneo, mayor oxigenación y mejor aporte de nutrientes que cuando las contracciones son isométricas, siguiendo las pautas de respiración se favorece esta situación; un mejor aporte de sustratos energéticos, supone una disminución de la actividad anaerobia ralentizando la aparición de ácido láctico y de la fatiga; los estiramientos son cortos y no van más allá de una ligera irritación impidiendo así el daño tisular.

La literatura científica experimental relativa al AIS es escasa. En la Tabla 3 se muestra un resumen de los estudios encontrados donde se evalúa el efecto del AIS sobre el ROM. Hay que destacar que no se han hallado estudios en los que se evalúe el efecto agudo del AIS sobre la fuerza, siendo este uno de los objetivos de esta tesis.

Tabla 3: Resumen de las investigaciones realizadas en torno al AIS.

Autor/es, año	Muestra	Grupo experimentales	Efecto: agudo, largo plazo	Período de entrenamiento	Test de evaluación	Resultados
McMahon et al., 1997	53 sujetos adultos	AIS (18 sujetos) EEP (18 sujetos) Control (17 sujetos)	Agudo* Largo-plazo	4 veces/semana 4 semanas 1 semana de descanso al final	ROM pasivo recto femoral	Mejora significativa, para ambos (AIS, EEP) en 2ª, 4ª y 5ª semana Mejora significativa para AIS (corto-plazo, pre- post-estiramiento) en semana 0, y mejoras significativas para AIS y EEP en el resto de semanas.
Liemohn, Mazis & Shang, 1999	15 hombres 15 mujeres (18-25 años)	AIS EEP Control	Largo-plazo*	9 sesiones en 3 semanas	ASLRT (3 rep.)	Mejoras significativas para AIS y EEP. AIS mejora significativamente más que EEP.
Marino, Ramsey, Otto & Wygand, 2001	24 mujeres 6 hombres (26,6±1,3 años)	AIS EEP Control	Largo-plazo*	3 veces/semana 13 semanas	SRT Flexión de cadera con goniómetro	Mejoras significativas sólo para AIS medido con goniómetro en semana 7 y semana 13.
Middag & Harmer, 2002	30 sujetos	AIS EEP Control	Largo-plazo	5 veces/semana 3 semanas	ROM isquiotibial	Mejoras significativas para ambas (AIS y EEP). No diferencias entre ellas.
Kenric, 2003	17 hombre 21 mujeres (18-45 años)	AIS (18 sujetos) EEP (8 sujetos) FNP (10 sujetos) Control (9 sujetos)	Largo-plazo	4 días/semana 4 semanas	KET activo (3 veces), tendido supino, cadera 90°	Mejoras significativas para AIS, EEP y FNP. No diferencias significativas entre ellos.
Lin & Su, 2004	11 hombres 7 mujeres	AIS (6 sujetos) EEP (6 sujetos) Control (6 sujetos)	Largo-plazo*	5 veces/semana 6 semanas	ASLRT PSLRT	Diferencias significativa entre AIS y Control para ASLRT. Diferencias significativas entre AIS, EEP y Control para PSLRT. AIS mejor que EEP para mejorar el ROM de cadera.
López-Bedoya, Robles, Vernetta, Piedra & Núñez, 2007	10 hombres 11 mujeres	AIS (10 sujetos) HR-FNP (11 sujetos)	Largo-plazo	2 días/semana 9 semanas	ROM pasivo de cadera en abducción	Mejoras significativas para ambos (AIS y HR-FNP). No diferencias significativas entre ellos.

* indica diferencias significativas en la mejora del ROM entre el AIS y las demás técnicas

La mayoría de los estudios realizados comparan el AIS con EEP, tan sólo dos de ellos incluyen alguna técnica de FNP (Kenric, 2003; López-Bedoya et al., 2007). La tónica general es ver el efecto a largo plazo de las distintas técnicas sobre el ROM aunque con períodos de entrenamiento muy dispares que van desde las 3 semanas a la 13 semanas, con sesiones entre 2 y 5 veces por semana. Tan sólo tres estudios muestran que el AIS es mejor que el EEP (Liemohn et al., 1999; Lin & Su, 2004; Marino et al., 2001) para la mejora del ROM y dos de ellos evalúan la flexibilidad mediante ASLRT (test de elevación activa de la pierna recta), por lo que podríamos pensar que el AIS es superior al EEP para la mejora de la flexibilidad activa. No obstante uno de los que no muestra diferencias significativas entre grupos también evalúa flexibilidad activa (Kenric, 2003); y en un estudio que evalúa flexibilidad pasiva también hay diferencias significativas entre AIS y el resto de técnicas (Lin & Su, 2004). Por tanto el AIS puede ser eficaz para la mejora del ROM a largo plazo, pero su superioridad frente a otras técnicas no está clara. Tan sólo un estudio evalúa el efecto agudo del AIS sobre el ROM, encontrando superioridad del AIS para la mejora aguda del ROM pasivo en la primera sesión e igualdad al EEP en el resto de sesiones (McMahon et al., 1997).

III.3. Planteamiento del problema y objetivos generales del trabajo

Existen deportes con un alto componente estético, como la gimnasia, el patinaje, el trampolín, etc., donde un importante ROM está asociado a una buena técnica del movimiento (Grosser & Neumaier, 1986). Los resultados de los gimnastas están, en ocasiones, influenciados por la habilidad del gimnasta para adoptar ciertas posiciones. Entre estas posiciones están: pliegue del tronco sobre las piernas, puente o despliegue del tronco respecto a las piernas, *split* frontal, *split* lateral y una variedad de posiciones de hombros. Los gimnastas son capaces de demostrar un mayor ROM en estas posiciones que prácticamente el resto atletas (Kirby, Simms, Symington & Garner, 1985). En determinados movimientos gimnásticos están presentes diferentes manifestaciones de la flexibilidad y prevalece el ROM pasivo (*split* frontal, *split* lateral, entre otros) o el ROM activo (stadler; equilibrio invertido en *split*; puente en *split*; entre otros). De hecho, en el programa de selección de talentos de gimnasia de los Estados Unidos se incluyen tanto pruebas de flexibilidad pasiva (mantener *split* frontal o *split* lateral) como activa (flexión activa de hombros; elevar la pierna recta en el plano frontal o en el sagital y mantenerla arriba; etc) (Sands, 1993; Sands, Caine & Borms, 2003). Por tanto, los gimnastas deben ser competentes en los dos tipos de flexibilidad. La flexibilidad pasiva casi siempre precede a la

flexibilidad activa en el entrenamiento (Alter, 2004; Kirkendall, 1985). La flexibilidad activa es más difícil de conseguir y es más apreciada en los gimnastas (Sands & McNeal, 2000).

Nuestro interés se centra en la técnica de estiramiento AIS para la mejora de la flexibilidad. El AIS es una técnica de estiramiento que goza de gran popularidad como se puede apreciar en el creciente número de publicaciones que divulgan el procedimiento y los beneficios de esta técnica como técnica dirigida a la mejora del ROM (Lee, 1997; Matheny, 1995; Mattes, 2007; Royle, 2006; Schlossberg, 2007; Waldron, 1994), así como en publicaciones que recomiendan su práctica para tratar problemas dentro del ámbito de la fisioterapia y la rehabilitación (Ingram-Rice, 2000; Scifres, 1997, 1998). Esto puede ser debido a que presenta unas características novedosas en relación a otras técnicas. Al ser un estiramiento activo-asistido se aprovecha del reflejo de inervación recíproca para conseguir producir un mayor estímulo de estiramiento y podría ser más efectivo para la mejora del ROM activo que otras técnicas que no inciden en la musculatura heterónima (como el EEP o el HR). El carácter rítmico y activo de los movimientos durante el estiramiento favorece la circulación sanguínea (mejor oxigenación y aporte de nutrientes) y linfática (Mattes, 2000) al contrario que el EEP y la FNP. Al no incluir contracciones isométricas prolongadas evita la maniobra de Valsalva (expiración forzada con la rima glottidis cerrada, Tortora & Grabowski, 2000) y el aumento de la tensión arterial al contrario que las técnicas de FNP (Cornelius, Jensen & Odell, 1995; Holt, Pelham & Campagna, 1995), por lo que, desde el punto de vista de la salud no limita el rango de población al que puede ser dirigida esta técnica. El método (Método Mattes) que incorpora esta técnica la describe como una técnica de relajación miofascial (Mattes, 2000), y como alude su nombre, va orientada tanto al músculo como a las fascias. Puesto que las fascias son el principal factor limitante pasivo del ROM (De Deyne, 2001; Monti et al., 1999; Yamamoto et al., 1998), ya que contribuyen a aumentar la resistencia pasiva del músculo al estiramiento, esta técnica suponemos que podría ser muy efectiva, en este sentido, para la mejora del ROM pasivo. También tiene un doble efecto en la motivación del practicante: por un lado, es un estiramiento activo y rítmico más próximo al estiramiento dinámico que al estático, y puede ser, por tanto, más motivante que el EEP (Alter, 2004); por otro lado, el método es descrito con el uso de cuerdas (Mattes, 1996, 2000) para el auto-estiramiento, lo que lo hace más motivante por incluir un material para su práctica. El uso de las cuerdas permite que sea el propio sujeto el que se aplique el estiramiento lo que puede contribuir a la no aparición de lesiones musculares derivadas de la mala aplicación de la técnica por parte de un compañero mal formado o desinteresado; además de que facilita al practicante ser

más autónomo y puede incluirse con facilidad en prácticas tan de moda como el entrenamiento personal. Todo ello nos llevan a pensar que podría ser una técnica eficaz, útil y con una buena aceptación, pero se han encontrado escasas referencias experimentales al respecto, en comparación con las referencias existentes de las técnicas EEP o de FNP (ver Tabla 3, página 65). Bajo estas circunstancias no podemos afirmar que el AIS sea mejor que el EEP o la FNP, para la mejora del ROM activo y pasivo a largo plazo.

A la hora de elegir una técnica de estiramiento para ser incluida en un programa de entrenamiento no sólo hay que tener en cuenta los efectos que produce a largo plazo, sino también los efectos agudos que presenta sobre el ROM y los efectos agudos que pudiera presentar sobre la fuerza. Se ha demostrado que el AIS es efectivo para la mejora aguda del ROM pasivo (McMahon et al., 1997) pero no del ROM activo. Estudios anteriores tratan el tema de la potenciación o activación pos-contracción (Bazett-Jones, Winchester & McBride, 2005; Young & Elliot, 2001) como una posible forma de mejorar el rendimiento de la musculatura. Debido a que el AIS incluye una primera parte de contracción muscular activa de la musculatura heterónima (la contraria a la que se pretende estirar), creemos que esta contracción voluntaria podría actuar a modo de potenciación de dicha musculatura consiguiendo un mayor rendimiento y así lograr un importante incremento del ROM activo. Si consideramos cierta esta suposición, ya que el protocolo exacto que produce dicha potenciación es desconocido (Bazett-Jones et al., 2005) y que la potenciación no ha mostrado ser afectada por el tipo de contracción (Baudry & Duchateau, 2004), podemos aunar en una misma técnica de estiramiento (AIS) la potenciación de la musculatura heterónima y la relajación o disminución de la tensión pasiva de la musculatura homónima. Para más detalles sobre la potenciación pos-activación ver Sale (2002).

Como se ha mostrado en apartados anteriores (ver punto “II.3. Efectos agudos de los estiramientos sobre la fuerza”, página 54), los estudios que tratan de ver el efecto agudo de los estiramientos sobre la fuerza o el rendimiento muscular muestran resultados muy dispares, por un lado algunos muestran que se mejora el rendimiento muscular o no se altera tras la aplicación de distintas técnicas de estiramientos (Bacurau et al., 2009; Cronin et al., 2008; Herda et al., 2008; Kinser et al., 2008; Manoel et al., 2008; Yamaguchi & Ishii, 2005; Yamaguchi et al., 2007; entre otros) y por otro lado otros muestran que el rendimiento muscular se ve perjudicado tras aplicar distintas técnicas de estiramiento (Avela et al., 1999; Bacurau et al., 2009; Cornwell et al., 2002; Cramer et al., 2006; Fowles et al., 2000; Kay & Blazevich, 2008; Knudson & Noffal, 2005; Marek et al., 2005; Nelson et al., 2005b; Ogura et al., 2007; Power et al., 2004; Robbins &

Scheuermann, 2008; Rubini et al., 2007; Wallmann et al., 2005; Young & Elliot, 2001; entre otros). Los estudios que presentan pérdidas de fuerza son los predominantes, mientras que los que producen mejoras o no alteraciones de la fuerza presentan un grupo minoritario. Puesto que no todas las técnicas de estiramiento documentadas producen los mismos efectos agudos sobre la fuerza, la técnica objeto de estudio (AIS) también requiere de comprobación ya que podría resultar beneficiosa o no alterar el rendimiento de la fuerza mientras que sí mejora el ROM de forma aguda.

Desde esta perspectiva los objetivos planteados son los siguientes:

1. Evaluar la eficacia del AIS frente al HR y el EEP en cuanto a la mejora del ROM pasivo tras un entrenamiento de nueve semanas (efecto a largo plazo). (Estudio 1)
2. Comparar la eficacia del AIS, el HR y el EEP en la mejora del ROM activo tras un período de nueve semanas de entrenamiento (efecto a largo plazo). (Estudio 1)
3. Evaluar el efecto agudo del AIS sobre el ROM activo y pasivo. (Estudio 2)
4. Evaluar el efecto agudo del AIS sobre la fuerza máxima isométrica. (Estudio 2)
5. Estimar el efecto agudo del AIS sobre la fuerza explosiva, utilizando la altura del *Squat Jump* (SJ) como indicativo de fuerza explosiva. (Estudio 3)
6. Estimar el efecto agudo del AIS sobre la fuerza explosivo-elástica (acciones que implican un CEA) utilizando como indicativo la altura de salto en el *Countermovement Jump* (CMJ). (Estudio 3)

III.3.1. Hipótesis

En base a la bibliografía revisada se plantean las hipótesis de cada uno de los estudios experimentales como se muestra a continuación.

Las hipótesis del primer estudio son:

H₁: Las tres técnicas de entrenamiento de la flexibilidad (HR, AIS, EEP) mejorarán por igual el ROM pasivo. No habrá diferencias entre ellas.

H₂: El AIS será más efectivo para la mejora del ROM activo que las demás técnicas utilizadas.

Las hipótesis inferidas para el segundo estudio son:

H₁: El AIS será efectivo para la mejora aguda tanto del ROM activo como del pasivo.

H₂: El AIS no producirá pérdida aguda de fuerza isométrica máxima.

Las hipótesis del tercer estudio son las siguientes:

H₁: El AIS no producirá pérdida aguda de altura de salto en el SJ. No tendrá un efecto negativo sobre la fuerza explosiva.

H₂: El AIS producirá pérdida aguda de altura de salto en el CMJ. Afectará negativa mente a la fuerza explosivo-elástica.

**SEGUNDA PARTE, ESTUDIOS
EXPERIMENTALES**

CAPÍTULO IV. Primer estudio

Efecto a largo plazo de tres técnicas de estiramiento sobre el rango de movimiento activo y pasivo de cadera en flexión

IV.1. Método del primer estudio

IV.1.1. Sujetos

Un total de 29 sujetos, estudiantes de la Licenciatura en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, que cursaban la asignatura “Alto Rendimiento Deportivo: Gimnasia Artística” (14 hombres y 15 mujeres), participaron en el estudio. Los sujetos eran jóvenes, sanos y activos. La Tabla 4 muestra los datos descriptivos de la muestra evaluada en este estudio. Ninguno de ellos padecía lesiones en la musculatura isquiotibial ni ninguna otra dolencia de tipo muscular o articular que impidiese realizar el entrenamiento o los test de evaluación. Participaron en el estudio de forma voluntaria; se les entregó por escrito la hoja informativa (Anexo I) y las instrucciones de participación en el estudio (Anexo II), fueron informados de los riesgos y requerimientos del estudio; y firmaron el consentimiento informado (Anexo III).

Tabla 4: Datos descriptivos de los sujetos del primer estudio. Número de sujetos (n), edad, peso y talla.

n	Edad (años)	Peso (kg)	Talla (cm)
29	21,79±2,45	64,98±9,32	168,26±8,27

Se muestran los datos ± desviación típica

IV.1.2. Diseño

Se utilizó un diseño multigrupo pre-pos con tres grupos experimentales. Los sujetos fueron asignados a uno de los tres grupos experimentales (HR, AIS y EEP) mediante técnicas de bloqueo y balanceo en función de los datos obtenidos en el pretest para la variable dependiente ROM pasivo de cadera en flexión, obtenida a partir del PSLRT (test de elevación pasiva de la pierna recta). Para ello, se estableció un ranking de la variable dependiente ROM pasivo dividida por sexos y en grupos de tres se fueron asignando de forma aleatoria a uno de los tres grupos. La variable independiente es el entrenamiento y tiene tres niveles que se corresponden con las tres técnicas de estiramiento utilizadas por cada uno de los grupos experimentales (HR, AIS y EEP). Las variables dependientes son el ROM pasivo y el ROM activo de cadera en flexión obtenidos mediante el PSLRT y el ASLRT (test de elevación activa de la pierna recta), respectivamente.

IV.1.3. Aparatos y material

Se usó una cámara de fotos digital estándar (Nikon, Coolpix S500, Nikon Corporation, Chiyoda-ku, Tokyo, Japan, <http://www.nikon.com/>) para registrar los test de evaluación y posteriormente obtener los datos angulares. Para la obtención de ángulo se utilizó un programa informático del ámbito biomecánico, el ATD versión 2.0 para Windows (**Análisis de las Técnicas Deportivas**, programa de Francisco García y Raúl Arellano, Universidad de Granada, Granada, España, disponible en: <http://homepage.mac.com/natacion/SwimmingScience/index.html>, Contacto: arellano@ugr.es). Para controlar la velocidad de carrera durante el calentamiento se utilizó un sistema de posicionamiento global (GPS) (Polar, G3 GPS sensor, Polar Electro Oy, Kempele, Finlandia, <http://www.polar.fi/>). Para el análisis estadístico se usó el programa informático SPSS versión 15.0 para Windows (**Statistical Package for the Social Sciences**, programa de SPSS inc., Chicago, USA, Disponible en: <http://www.spss.com/>).

IV.1.4. Procedimiento

IV.1.4.1. Evaluación del ROM

Los test de evaluación se realizaron durante el pretest en una sesión anterior a la primera sesión de entrenamiento y durante el posttest realizado una sesión después de la última sesión de entrenamiento (Figura 25). Para evaluar la flexibilidad activa y pasiva se utilizaron el ASLRT (test de elevación activa de la pierna recta) y el PSLRT (test de elevación pasiva de la pierna recta), respectivamente. Durante los test el sujeto se colocaba decúbito supino encima de un plinto, se le indicaba que mantuviesen la espalda alineada, y la cabeza y la zona lumbar pegadas al plinto durante toda la prueba. Manteniendo las rodillas extendidas al máximo se procedía a elevar la pierna recta de forma lenta y controlada mediante una flexión de cadera evitando rotaciones internas y externas de la pierna o desviaciones del plano sagital. Cuando se alcanzaba el máximo ROM activo o pasivo (según procediese), indicado verbalmente por el sujeto, se mantenía la posición y se realizaba una fotografía con la cámara de fotos digital colocada lateral al sujeto. La cámara fotográfica se colocó perpendicular al sujeto (con la pierna evaluada en la parte cercana a la cámara) a una distancia de 4 metros, centrando la fotografía en la articulación de la cadera, correctamente enfocada y sin aplicar zoom. Las fotografías se realizaron a una resolución de 1600x1200 píxeles. La medición de ángulos se realizó mediante la digitalización de puntos anatómicos con el ATD sobre las fotografías realizadas durante los test. El ángulo (α) se

obtenía digitalizando 3 puntos anatómicos: tobillo (maléolo), cadera (trocanter mayor) y tobillo (maléolo) (Figura 24). Se utilizaron marcadores epidérmicos de 10 milímetros de diámetro como referencias para localizar los puntos anatómicos mencionados. Cada fotografía se digitalizó 3 veces, en tres momentos diferentes y se obtuvo la media (Anexo IV). El ángulo final, indicativo de la flexibilidad de los isquiotibiales, se obtuvo haciendo la media entre la pierna derecha y la izquierda.

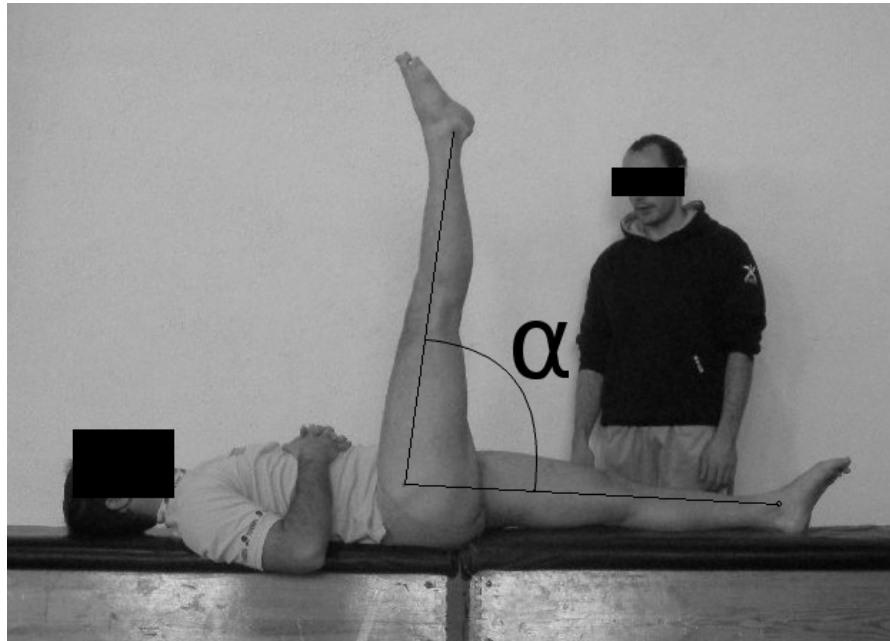


Figura 24: Posición del sujeto durante la evaluación del ROM activo mientras realiza el ASLRT. Representación de los tres puntos anatómicos que forman el ángulo α .

IV.1.4.2. Entrenamiento

Los sujetos realizaron un entrenamiento de flexibilidad de 2 sesiones por semana durante 9 semanas, que se aplicó a ambas piernas por igual. El entrenamiento consistió en aplicar estiramientos sobre los isquiotibiales. El ejercicio de estiramiento utilizado fue el SLR (*straight-leg-rise*, elevación de la pierna recta) (Figura 26a), que es el mismo que se utilizó durante la evaluación (SLRT). Previo a cada sesión de entrenamiento se realizaba un calentamiento general de 10 minutos. Dicho calentamiento se estandarizó y se realizó el mismo en todas las sesiones de entrenamiento, incluso en la sesión del pretest y en la del postest. El calentamiento consistió en 5 minutos de carrera continua a $8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (controlada con GPS) y 5 minutos de movilidad articular (Anexo V). Tanto los test de evaluación en pretest y postest como las sesiones de entrenamiento se realizaron en el mismo lugar y a la misma hora. Antes del período de

entrenamiento, los sujetos participaron en una sesión donde se les instruyó en la aplicación de las técnicas de estiramiento utilizadas. Dicha sesión se utilizó como toma de contacto y familiarización con los test de evaluación y las técnicas utilizadas (ver Figura 25).

1ª sesión	2ª sesión	Sesiones de entrenamiento (18 sesiones)			Última sesión
Instrucción y familiarización con los test de evaluación y las técnicas utilizadas	Calentamiento	Calentamiento en todas las sesiones			Calentamiento
	Pretest (jueves, 11:00) AROM PROM	Entrenamiento de 2 veces por semana (martes y jueves a las 11:00 de la mañana) durante 9 semanas.			Postest (martes, 11:00) AROM PROM
		Grupo 1: HR	Grupo 2: AIS	Grupo 3: EEP	

Figura 25: Esquema de la planificación temporal del primer estudio.

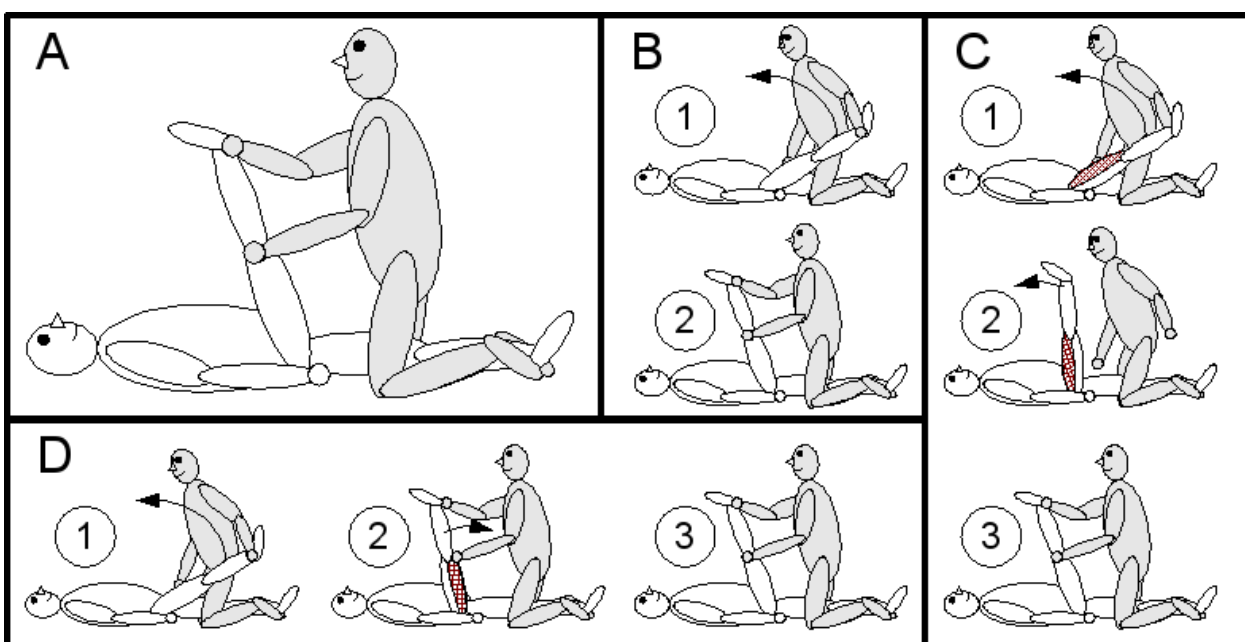


Figura 26: Representación de la posición de estiramiento (A) y de las secuencia de acciones durante la aplicación de una repetición de las técnicas utilizadas (B, C, D). B) secuencia del EEP. C) secuencia del AIS. D) secuencia del HR. Los números rodeados de un círculo representan el orden de la secuencia desde la posición inicial hasta posición final. Cuando la parte anterior o posterior del muslo está coloreada indica contracción muscular.

Cada grupo experimental se sometió a un entrenamiento diferente para la mejora de la flexibilidad. Grupo Experimental 1 (9 sujetos): se le aplicó la técnica de HR que consistía en una serie de 10 repeticiones del siguiente ciclo (Figura 26d): elongación pasiva de la musculatura isquiotibial hasta el máximo ROM; contracción isométrica máxima de la musculatura isquiotibial durante 6 segundos, mientras el compañero intenta mantener la posición de la pierna; relajación de la contracción a la vez que se asiste el movimiento hasta un nuevo ROM y se mantiene la posición durante 10 segundos (EEP); relajación de la musculatura en posición inicial durante 2 segundos. Se les indicó que durante la contracción isométrica el compañero animase de forma

verbal al ejecutante. El ciclo resumido sería: 6 s contracción + 10 s estiramiento + 2 s relajación. Quedando el entrenamiento así: 1x10x(CI 6 s + EEP 10 s) con 2 segundos de relajación entre repeticiones (Figura 27). Siendo el tiempo de estiramiento total de 100 segundos por sesión y por pierna. Con un tiempo total de trabajo de 6 minutos.

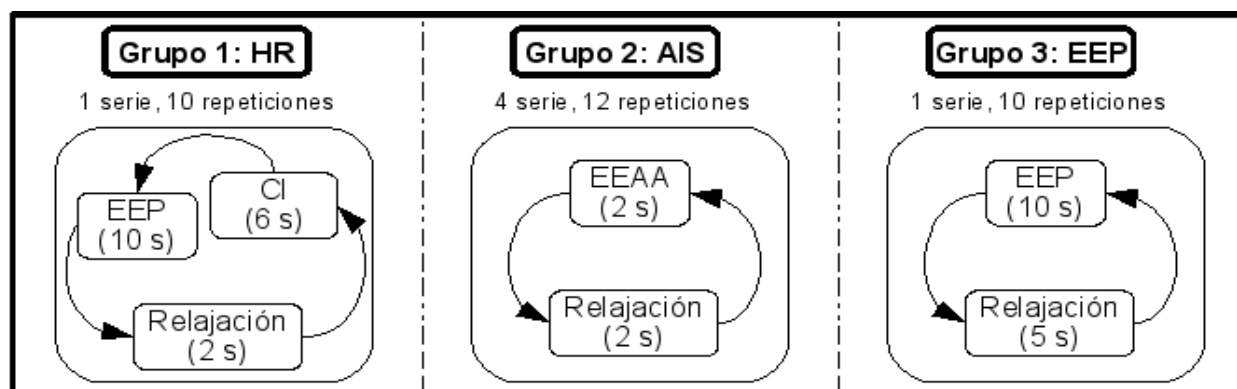


Figura 27: Series, repeticiones y tiempos utilizados en cada técnica.

Grupo Experimental 2 (9 sujetos): se le aplicó la técnica de AIS que consistía en 4 series de 12 repeticiones del siguiente ciclo (Figura 26c): inicio del estiramiento de forma activa (mediante contracción de los músculos flexores de la cadera, heterónimos), asistir el movimiento estirando suavemente la musculatura isquiotibial de forma pasiva hasta el máximo ROM, manteniendo la posición 2 segundos (estiramiento estático activo-asistido EEAA); volver a la posición inicial para permitir la circulación de sangre y linfa, manteniendo la musculatura relajada durante 2 segundos. En las siguientes repeticiones se intentaba incrementar el ROM en algunos grados. Las series se realizaban alternando pierna izquierda con pierna derecha, por lo que el descanso entre series es aproximadamente el tiempo que dura una serie. El ciclo resumido sería: 2 s de estiramiento + 2 s relajación. Quedando el entrenamiento así: 4x12x(EEAA 2 s) con 2 segundos de relajación entre repeticiones y 50 segundos de descanso entre series (Figura 27). Siendo el tiempo de estiramiento total de 96 segundos por sesión y por pierna. Con un tiempo total de trabajo de 8 minutos.

Grupo Experimental 3 (11 sujetos): realizó el entrenamiento con la técnica de EEP consistente en una serie de 10 repeticiones del siguiente ciclo (Figura 26b): elongación pasiva de la musculatura isquiotibial hasta el máximo ROM, mantener la posición 10 segundos (EEP); relajación de la musculatura en posición inicial durante 5 segundos. Intentando incrementar el ROM en cada repetición. El ciclo resumido sería: 10 s de estiramiento + 5 s de relajación. Quedando el entrenamiento de la siguiente forma: 1x10x(EEP 10 s) con 5 segundos de relajación

entre repeticiones (Figura 27). Siendo el tiempo de estiramiento total de 100 segundos por sesión y por pierna. Con un tiempo total de trabajo de 6 minutos.

En los tres grupos experimentales se siguieron las pautas de respiración: exhalar durante el estiramiento e inhalar durante la relajación. Todas las sesiones de estiramiento fueron supervisadas por el investigador principal.

IV.1.5. Análisis estadístico

La relación entre el grupo de entrenamiento (HR, AIS, EEP) y la variación del ROM a lo largo del tiempo (pretest, postest) fue examinada a través de un análisis de la varianza (ANOVA) factorial mixto de dos factores (3 x 2); realizando un ANOVA para cada variable dependiente. El factor inter-sujetos fue el factor grupos (factor A) con 3 niveles correspondientes a los grupos de entrenamiento (HR, AIS, EEP); y el factor intra-sujetos fue el factor tiempo (factor B) con 2 niveles (pretest, postest), el cual fue de medidas repetidas. Se calcularon los efectos principales del factor grupos, el factor tiempo y la interacción entre ambos factores AxB (grupos x tiempo). Cuando el efecto principal de algún factor o el de la interacción de factores fue significativa se calcularon los efectos simples para comparar entre sí los niveles de un factor dentro de cada nivel del otro factor (ver Anexo VI), utilizando pruebas T con el ajuste de Bonferroni. Tanto para los efectos principales como los efectos simples se utilizó un nivel de significación de $p \leq 0,05$.

IV.1.5.1. Test preliminares

Los test preliminares fueron realizados con el fin de confirmar las asunciones que requiere el ANOVA factorial mixto utilizado en este estudio. Para comprobar la normalidad de todos los grupos definidos por ambos factores se utilizó el test de normalidad de Shapiro-Wilk para muestras menores o iguales a 50 sujetos. El test de homogeneidad de varianzas entre todos los grupos para cada nivel del factor intra-sujetos (factor tiempo) fue el test de Levene. Para confirmar la igualdad de matrices de varianzas-covarianzas entre las medidas repetidas en los grupos definidos por el factor inter-sujetos (factor grupos) se utilizó el test de Box. Además, para determinar si los grupos partían de igualdad inicial se realizó un ANOVA de un factor, comparando los niveles del factor grupos dentro del primer nivel (pretest) del factor tiempo. Todos los test fueron realizados en ambas variables dependientes por separado. En todos los test se utilizó un nivel de significación de $p \leq 0,05$.

Los test preliminares de normalidad (test de Shapiro-Wilk), de igualdad de varianza (test de Levene) y de igualdad de matrices de varianzas-covarianzas (test de Box) determinaron: normalidad [ROM activo ($p > 0,05$); ROM pasivo ($p > 0,05$)] para todos los grupos definidos por ambos factores; homogeneidad de varianzas [ROM activo ($p > 0,05$); ROM pasivo ($p > 0,05$)] entre todos los grupos para cada nivel del factor tiempo; y homogeneidad de matrices de varianzas-covarianzas entre las medidas repetidas [ROM activo ($p = 0,106$); ROM pasivo ($p = 0,750$)] en los grupos definidos por el factor A (factor grupos). El ANOVA de un factor en el pretest para los grupos experimentales (HR, AIS y EEP) revela que no existen diferencias significativas entre los grupos: pretest ROM activo ($F_{(2, 26)} = 1,353$; $p = 0,276$); pretest ROM pasivo ($F_{(2, 26)} = 0,202$; $p = 0,818$). Al corroborar todas las asunciones y confirmar la igualdad de medias en el pretest se procedió a utilizar el ANOVA factorial mixto descrito anteriormente.

IV.1.5.2. Test de fiabilidad

Los test de fiabilidad se aplicaron a las tres digitalizaciones de cada fotografía. Los test aplicados son, por tanto, test de fiabilidad intra-evaluador. Para estimar la fiabilidad de las medidas repetidas intra-evaluador (-digitalizador) se calcularon tres medidas: el error típico de medida absoluto (ETM); el ETM como coeficiente de variación (CV_{ETM}); y el coeficiente de correlación intraclase (CCI). Todos acompañados del intervalo de confianza (IC) al 95%, con su límite inferior y superior. Los test de fiabilidad fueron calculados con una hoja de cálculo creada al efecto (Hopkins, 2009), utilizando las fórmulas propuestas por su autor (Hopkins, 2000). Los datos del CCI y del CV_{ETM} se obtuvieron a partir de la transformación logarítmica de los datos originales. La Tabla 5 (página 80) muestra el CCI, el ETM; y el CV_{ETM} para cada test con medidas repetidas. Se observan valores muy elevados de los CCI, así como muy buenos valores del ETM y del CV_{ETM} (en ningún caso supera el 2%). Estos resultados refuerzan la fiabilidad de los datos obtenidos.

Tabla 5: Resultados fiabilidad primer estudio. Coeficiente de correlación intraclase, error típico de medida y coeficiente de variación; acompañados de su intervalo de confianza al 95%.

Variable	ICC		ETM (°)		CV _{ETM} (%)	
	Valor	IC (95%)	Valor	IC (95%)	Valor	IC (95%)
ROM activo, pretest, izquierda.	0,995	0,991 0,992	0,604	0,503 0,772	0,683%	0,569 0,874
ROM pasivo, pretest, izquierda.	0,999	0,997 0,999	0,633	0,527 0,808	0,558%	0,465 0,713
ROM activo, pretest, derecha.	0,971	0,945 0,986	1,384	1,153 1,768	1,896%	1,577 2,428
ROM pasivo, pretest, derecha.	0,998	0,997 0,999	0,769	0,640 0,982	0,671%	0,558 0,857
ROM activo, postest, izquierda.	0,994	0,988 0,997	0,898	0,748 1,147	0,952%	0,792 1,218
ROM pasivo, postest, izquierda.	0,993	0,986 0,996	1,245	1,037 1,509	0,958%	0,797 1,225
ROM activo, postest, derecha.	0,994	0,988 0,997	0,774	0,644 0,988	0,817%	0,680 1,044
ROM pasivo, postest, derecha.	0,998	0,996 0,999	0,796	0,663 1,016	0,604%	0,503 0,772

Los datos son mostrados en las unidades de cada medida de fiabilidad : ICC (adimensional), ETM (grados), CV_{ETM} (%). Medidas repetidas en la digitalización de ángulos del rango de movimiento de cadera en flexión, activo y pasivo, pre y post-tratamiento, de la pierna derecha e izquierda.

IV.2. Resultados del primer estudio

IV.2.1. Flexibilidad activa

El ANOVA factorial muestra que el efecto principal del factor tiempo ($F_{(2, 26)} = 8,164$; $p = 0,008$) fue significativo (Tabla 6, página 81). Mientras que el efecto principal del factor grupos ($F_{(2, 26)} = 0,696$; $p = 0,508$) y de la interacción de factores ($F_{(2, 26)} = 1,194$; $p = 0,319$) no fueron significativos (Tabla 6). El significativo efecto del factor tiempo indica que el entrenamiento aplicado tiene un efecto sobre la mejora del ROM activo, aunque se requiere del análisis de los efectos simples para más detalle. El no significativo efecto del factor grupos y de la interacción de factores determinan que no existen diferencias significativas entre los tres grupos en el postest.

Los efectos simples muestran que tan sólo se han encontrado diferencias significativas ($p < 0,01$) del ROM activo entre pretest y postest para el Grupo 3 (Tabla 6, Figura 28, página 81). La mejora significativa del ROM activo en el Grupo 3 es de $7,41^\circ$ (8,40%). En el Grupo 1 y el Grupo 2 también se han producido mejoras aunque no significativas de $2,76^\circ$ (3,06%) y $2,61^\circ$ (2,77%), respectivamente.

Tabla 6: Resultados primer estudio. Rangos de movimiento de cadera en flexión, activo y pasivo, pre y post-tratamiento. Porcentaje de mejora entre pretest y posttest (% mejora). Efectos principales y efectos simples.

Variable	Grupo	Pretest	Postest	Mejora (%)	F (2, 26)	F (1, 26)	F (2, 26)
					Efecto A	Efecto B	Efecto AxB
ROM activo	Grupo 1: HR (n = 9)	90,28±10,35	93,04±7,42	3,06%	0,696 NS	8,164 $p = 0,008$	1,194 NS
	Grupo 2: AIS (n = 9)	94,33±7,14	96,94±9,60	2,77%			
	Grupo 3: EEP (n = 11)	88,21±7,38	95,62±11,26**	8,40%			
ROM pasivo	Grupo 1: HR (n = 9)	115,53±15,68	132,71±15,80***	14,87%	0,424 NS	221,403 $p < 0,001$	2,193 NS
	Grupo 2: AIS (n = 9)	120,85±14,49	139,27±13,22***	15,25%			
	Grupo 3: EEP (n = 11)	118,56±21,43	141,95±17,68***	19,73%			

Los datos del pretest y el postest son dados en grados \pm desviación típica

Efectos principales: muestra valor de F y la significación; NS = no significativo

Efecto A: factor grupos. Efecto B: factor tiempo. Efecto AxB: interacción de factores.

Efectos simples: ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$; diferencias significativas con prestes

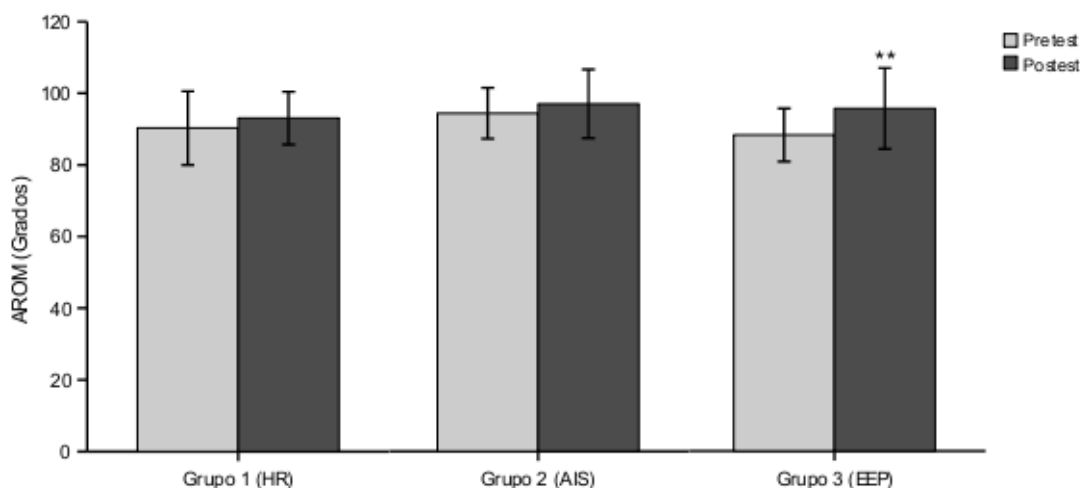


Figura 28: Rango de movimiento activo (ROM activo, AROM) en todos los grupos experimentales, en pretest y posttest del primer estudio. Las barras representan la media y las líneas de error la desviación típica. Diferencias significativas entre pretest y posttest (** $p < 0,01$).

IV.2.2. Flexibilidad pasiva

El ANOVA factorial muestra que el efecto principal del factor tiempo ($F_{(2, 26)} = 221,403$; $p = 0,008$) fue significativo (Tabla 6). Mientras que el efecto principal del factor grupos ($F_{(2, 26)} = 0,424$; $p = 0,659$) y de la interacción de factores ($F_{(2, 26)} = 2,193$; $p = 0,132$) no fueron significativos (Tabla 6). El significativo efecto del factor tiempo indica que el entrenamiento aplicado tiene un efecto sobre la mejora del ROM pasivo, aunque se requiere del análisis de los efectos simples para más detalle. El no significativo efecto del factor grupos y de la interacción de factores determinan que los sujetos se benefician por igual del entrenamiento, independientemente del grupo de tratamiento.

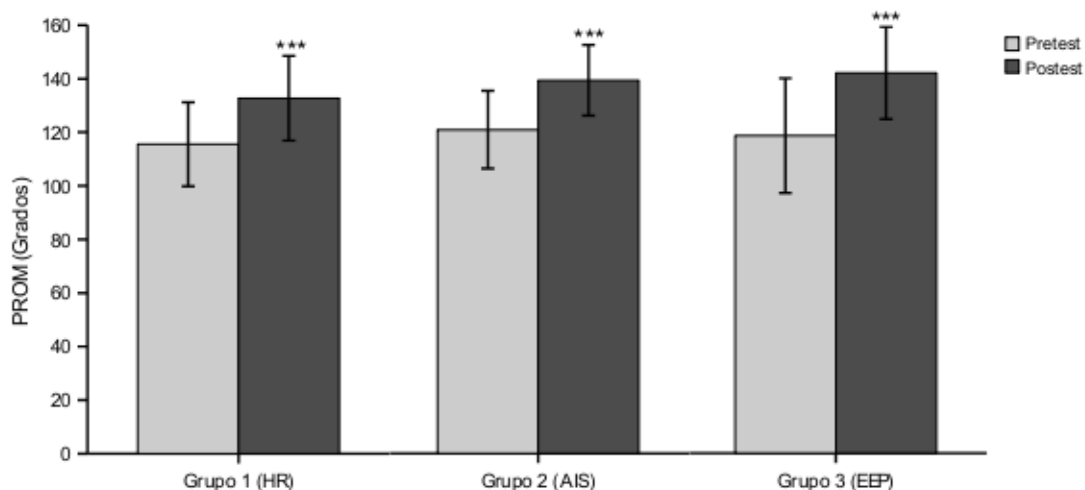


Figura 29: Rango de movimiento pasivo (ROM pasivo, PROM) en todos los grupos experimentales, en pretest y posttest del primer estudio. Las barras representan la media y las líneas de error la desviación típica. Diferencias significativas entre pretest y posttest (***) $p < 0,001$.

El análisis de los efectos simples muestra que hay diferencias significativas ($p < 0,001$) del ROM pasivo entre las medias del pretest y el posttest en los tres grupos experimentales, indicando que los tres grupos producen mejoras en la flexibilidad pasiva de la musculatura isquiotibial (Tabla 6 en página 81, Figura 29). En el Grupo 1 (HR) se ha producido una mejora significativa del ROM pasivo de $17,18^\circ$ (14,87%). En el Grupo 2 (AIS) y el Grupo 3 (EEP) también se han producido mejoras significativas del ROM pasivo después del tratamiento de $18,42^\circ$ (15,25%) y $23,39^\circ$ (19,73%), respectivamente.

CAPÍTULO V. Segundo estudio

Efecto agudo del active isolated stretching sobre el rango de movimiento y la fuerza máxima isométrica

V.1. Método del segundo estudio

V.1.1. Sujetos

Un total de 17 sujetos, estudiantes de la Licenciatura en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, que cursaban la asignatura “Alto Rendimiento Deportivo: Gimnasia Artística”, participaron en el estudio. Todos los sujetos eran varones, jóvenes, sanos y activos. La Tabla 7 muestra los datos descriptivos. Ninguno de ellos padecía lesiones en la musculatura isquiotibial ni ninguna otra dolencia de tipo muscular o articular que impidiese realizar el entrenamiento o los test de evaluación. Todos participaron en el estudio de forma voluntaria; se les entregó por escrito la hoja informativa (Anexo I) y las instrucciones de participación en el estudio (Anexo II). Igualmente, fueron informados de los riesgos y requerimientos del estudio; y cada sujeto firmó antes de participar el consentimiento informado recogido en el Anexo III.

Tabla 7: Datos descriptivos de los sujetos del segundo estudio. Número de sujetos (n), edad, peso y talla.

n	Edad (años)	Peso (kg)	Talla (cm)
17	22,59±1,42	71,77±7,78	175,54±7,46

Se muestran los datos ± desviación típica

V.1.2. Diseño

Se utilizó un diseño de 2 grupos con grupo de control pretest-posttest. Todos los sujetos fueron a la vez sujetos control y de tratamiento. A cada sujeto se le evaluó el ROM y la fuerza en la pierna izquierda y derecha, por separado. Cada pierna de cada sujeto fue asignada a uno de los dos grupos experimentales (control y tratamiento). La pierna sobre la que se aplicó el tratamiento fue la pierna dominante en cuanto a flexibilidad en la realización del *split* frontal, la pierna contraria formó parte del grupo control. La variable independiente es el entrenamiento de flexibilidad que tiene dos niveles: entrenamiento y no entrenamiento. Las variables dependientes son: el ROM pasivo (PROM) y el ROM activo (AROM) de cadera en flexión obtenidos mediante el PSLRT (test de elevación pasiva de la pierna recta) y el ASLRT (test de elevación activa de la pierna recta), respectivamente; y la $FI_{MÁX}$ en flexión de rodilla.

V.1.3. Aparatos y material

Se usó una cámara de fotos digital estándar (Nikon, Coolpix S500, Nikon Corporation, Chiyoda-ku, Tokyo, Japan, <http://www.nikon.com/>) para registrar los test de evaluación y posteriormente obtener los datos angulares. Para la obtención de ángulo se utilizó un programa informático del ámbito biomecánico, el ATD versión 2.0 para Windows (**Análisis de las Técnicas Deportivas**, programa de Francisco García y Raúl Arellano, Universidad de Granada, Granada, España, disponible en: <http://homepage.mac.com/natacion/SwimmingScience/index.html>, Contacto: arellano@ugr.es). Para la evaluación de fuerza máxima isométrica se empleó un sistema de evaluación de fuerza basado en célula de carga (Control de la Fuerza FCAFD, sistema del Grupo de investigación CTS-171, Granada, España, Contacto: jlopezb@ugr.es) (ver Anexo VII). Para controlar la velocidad de carrera se utilizó un GPS (Polar, G3 GPS sensor, Polar Electro Oy, Kempele, Finlandia, <http://www.polar.fi/>). Para el análisis estadístico se usó el programa informático SPSS versión 15.0 para Windows (**Statistical Package for the Social Sciences**, programa de SPSS inc., Chicago, USA, Disponible en: <http://www.spss.com/>).

V.1.4. Procedimiento

Durante el pretest y el posttest se evaluó el ROM con técnicas fotogramétricas y la fuerza isométrica con técnicas dinamométricas. El estudio constó de una única sesión de estiramientos aplicando la técnica *Active Isolated Stretching* (AIS). Antes del pretest se realizó un calentamiento consistente en carrera continua a una velocidad de $8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (controlada con GPS) durante 5 minutos, seguidamente (con 15 segundos de demora) se pasó el pretest evaluando fuerza isométrica y ROM, en este mismo orden. Inmediatamente después (15 segundos) se realiza el entrenamiento y de nuevo (15 segundos después) se realiza el posttest evaluando ROM y fuerza isométrica, en este mismo orden. Todos los sujetos fueron evaluados en el mismo lugar y a la misma hora, pero en días diferentes. Antes de la sesión de toma de datos, los sujetos participaron en una sesión donde se les instruyó en la aplicación de la técnica de estiramiento utilizada. Dicha sesión se utilizó como toma de contacto y familiarización con los test de evaluación y la técnica de estiramiento utilizada (ver Figura 30, página 85).

V.1.4.1. Evaluación del ROM

Para evaluar la flexibilidad activa y pasiva, durante pretest y postest, se utilizaron el ASLRT (test de elevación activa de la pierna recta) y el PSLRT (test de elevación pasiva de la pierna recta), respectivamente. Durante los test el sujeto se colocaba decúbito supino encima de un plinto, se le indicaba que mantuviesen la espalda alineada, y la cabeza y la zona lumbar pegadas al plinto durante toda la prueba. Manteniendo las rodillas extendidas al máximo se procedía a elevar la pierna recta de forma lenta y controlada mediante una flexión de cadera evitando rotaciones internas y externas de la pierna o desviaciones del plano sagital. Cuando se alcanzaba el máximo ROM activo o pasivo (según procediese), indicado verbalmente por el sujeto, se mantenía la posición y se realizaba una fotografía con la cámara de fotos digital colocada lateral al sujeto. La cámara fotográfica se colocó perpendicular al sujeto (con la pierna evaluada en la parte cercana a la cámara) a una distancia de 4 metros, centrando la fotografía en la articulación de la cadera, correctamente enfocada y sin aplicar zoom. Las fotografías se realizaron a una resolución de 1600x1200 píxeles. La medición de ángulos se realizó mediante la digitalización de puntos anatómicos con el ATD sobre las fotografías realizadas durante los test. El ángulo (α) se obtenía digitalizando 3 puntos anatómicos: tobillo (maléolo), cadera (trocanter mayor) y tobillo (maléolo) (Figura 24, página 75). Se utilizaron marcadores epidérmicos de 10 milímetros de diámetro como referencias para localizar los puntos anatómicos mencionados. Cada fotografía se digitalizó 3 veces, en tres momentos diferentes y se obtuvo la media (Anexo IV). Se siguió el mismo procedimiento para cada pierna, evaluando siempre en primer lugar la pierna de tratamiento.

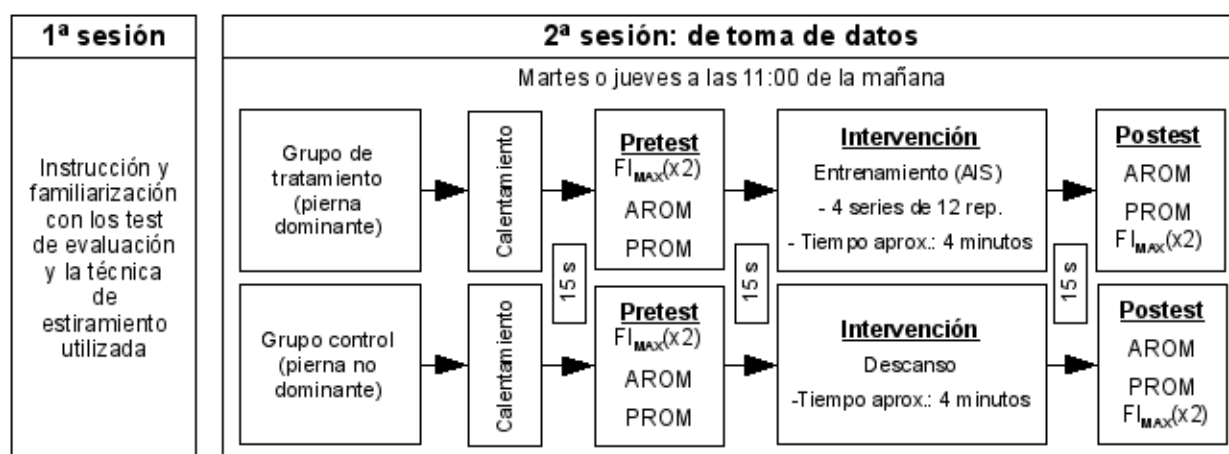


Figura 30: Esquema de la planificación temporal del segundo estudio.

V.1.4.2. Evaluación de la fuerza máxima isométrica

La evaluación de fuerza isométrica, durante pretest y postest, se realizó utilizando el Control de Fuerza FCAFD y tomando como guía las recomendaciones de García-Manso, Navarro & Ruiz (1996) y García-Manso (1999). Para ello el banco adaptable se colocó en la posición de evaluación de fuerza de isquiotibiales en flexión de rodilla. El respaldo del banco se declina hacia atrás y el asiento se inclina hasta obtener un ángulo de 135°. En el punto de unión entre respaldo y asiento se colocan las rodillas del sujeto evaluado, colocando la pantorrilla en el asiento, y los muslos y el pecho en el respaldo (Figura 31). La cadera del sujeto se fija al respaldo del banco con correas al efecto, manteniendo la zona pelviana perfectamente pegada al banco durante toda la evaluación. Otra correa es colocada en el tobillo del sujeto para amarrar en ella un extremo de la célula de carga. El otro extremo de la célula de carga es amarrado en la base del banco de modo que se forme un ángulo de 90° entre la pantorrilla del sujeto y la célula de carga. Las dos piernas son evaluadas por separado. Una vez colocado el sujeto en el banco, para evitar tirones bruscos que impliquen movimiento del segmento, el evaluador pretensa levemente la cadena de la célula de carga movilizándolo la pantorrilla del sujeto, indicándole que mantuviese la cadena presentada inicialmente. Desde esa posición (con 120° de flexión de rodilla) se le pide al sujeto que realice la máxima fuerza posible en flexión de rodilla durante 5 segundos, incrementando gradualmente la fuerza para alcanzar el pico máximo a los 3-4 segundos aproximadamente. El sistema registra y muestra en tiempo real, mediante un display digital, el pico máximo de fuerza que consigue el sujeto. El display permanece fuera del alcance de la vista del sujeto mientras éste está aplicando fuerza, no obstante otro investigador también ajeno al display animaba de forma verbal al sujeto durante la aplicación de fuerza. Se realizaron 2 intentos con cada pierna con un tiempo de descanso entre intento de aproximadamente 15 segundos. Se calculó la media de los dos intentos y ese promedio fue el valor final de $FI_{MÁX}$. Tanto en el pretest como en el postest se evaluó en primer lugar la pierna de tratamiento.

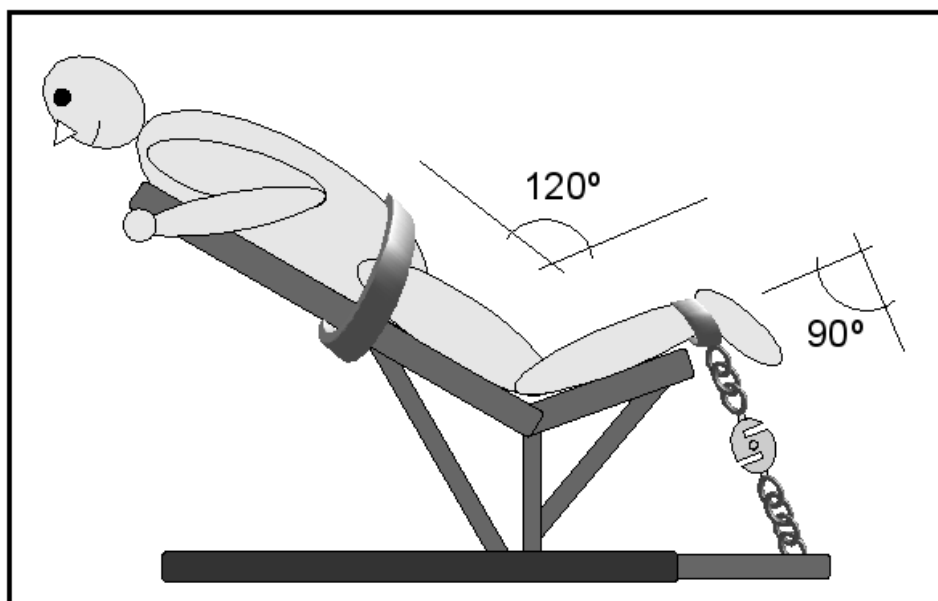


Figura 31: Posición de evaluación de fuerza máxima isométrica de flexores de rodilla del segundo estudio. 120° de flexión de rodilla y 90° entre la pantorrilla y la célula de carga.

V.1.4.3. Entrenamiento

Solamente una pierna fue sometida a tratamiento. El entrenamiento consistió en aplicar estiramientos sobre los isquiotibiales. El ejercicio de estiramiento utilizado fue el SLR (Figura 26a, página 76). La técnica que se utilizó fue el AIS que consiste en 4 series de 12 repeticiones del siguiente ciclo: inicio del estiramiento de forma activa (mediante contracción de los músculos flexores de la cadera, heterónimos), asistir el movimiento estirando suavemente la musculatura isquiotibial de forma pasiva hasta el máximo ROM, manteniendo la posición 2 segundos (EEAA); volver a la posición inicial para permitir la circulación de sangre y linfa, manteniendo la musculatura relajada durante 2 segundos. En las siguientes repeticiones se intenta incrementar el ROM en algunos grados. El descanso entre series fue de 15 segundos. El ciclo resumido sería: 2 s de estiramiento + 2 s relajación. Quedando el entrenamiento así: 4x12x(EEAA 2 s) con 2 segundos de relajación entre repeticiones y 15 segundos de descanso entre series (ver Figura 27, página 77). Siendo el tiempo de estiramiento total de 96 segundos. Con un tiempo total de trabajo de 4 minutos. Durante todo el entrenamiento se siguieron las pautas de respiración: exhalar durante el estiramiento e inhalar durante la relajación. Todas las sesiones de estiramiento fueron aplicadas por el investigador principal.

V.1.5. Análisis estadístico

La relación entre los grupos de intervención (tratamiento, control) y la variación aguda del ROM y la $FI_{MÁX}$ en el tiempo (pretest, posttest) fue examinada a través de un ANOVA factorial mixto de dos factores (2×2), utilizando uno para cada variable dependiente (ROM activo, ROM pasivo y $FI_{MÁX}$). El factor inter-sujetos fue el factor grupos (factor A) con 2 niveles correspondientes a los grupos de intervención (tratamiento, control); y el factor intra-sujetos fue el factor tiempo (factor B) con 2 niveles (pretest, posttest), el cual fue de medidas repetidas. Se calcularon los efectos principales del factor grupos, el factor tiempo y la interacción entre ambos factores AxB (grupos x tiempo). Cuando el efecto principal de algún factor o el de la interacción de factores fue significativa se calcularon los efectos simples para comparar entre sí los niveles de un factor dentro de cada nivel del otro factor (ver Anexo VI), utilizando pruebas T con el ajuste de Bonferroni. Tanto para los efectos principales como los efectos simples se utilizó un nivel de significación de $p \leq 0,05$.

V.1.5.1. Test preliminares

Los test preliminares fueron realizados con el fin de confirmar las asunciones que requiere el ANOVA factorial mixto utilizado en este estudio. Para comprobar la normalidad de todos los grupos definidos por ambos factores se utilizó el test de normalidad de Shapiro-Wilk para muestras menores o iguales a 50 sujetos. El test de homogeneidad de varianzas entre todos los grupos para cada nivel del factor intra-sujetos (factor tiempo) fue el test de Levene. Para confirmar la igualdad de matrices de varianzas-covarianzas entre las medidas repetidas en los grupos definidos por el factor inter-sujetos (factor grupos) se utilizó el test de Box. Además, para determinar si los grupos partían de igualdad inicial se realizó una prueba T para muestras independientes, comparando los niveles del factor grupos dentro del primer nivel (pretest) del factor tiempo. Todos los test fueron realizados en las tres variables dependientes por separado (ROM activo, ROM pasivo y $FI_{MÁX}$). En todos los test se utilizó un nivel de significación de $p \leq 0,05$.

Los test preliminares de normalidad (test de Shapiro-Wilk), de igualdad de varianzas (test de Levene) y de igualdad de matrices de varianzas-covarianzas (test de Box) determinaron: normalidad [ROM activo ($p > 0,05$); ROM pasivo ($p > 0,05$); $FI_{MÁX}$ ($p > 0,05$)] para todos los grupos definidos por ambos factores; homogeneidad de varianzas [ROM activo ($p > 0,05$); ROM pasivo ($p > 0,05$); $FI_{MÁX}$ ($p > 0,05$)] entre todos los grupos para cada nivel del factor tiempo; y

homogeneidad de matrices de varianzas-covarianzas entre las medidas repetidas [ROM activo ($p = 0,504$); ROM pasivo ($p = 0,264$); $FI_{MÁX}$ ($p = 0,474$)] en los grupos definidos por el factor A (factor grupos). La prueba T para muestras independientes en el pretest para comparar los grupos de intervención (tratamiento, control) revela que no existen diferencias significativas entre los grupos en el pretest para cada variable dependiente (ROM activo, ROM pasivo y $FI_{MÁX}$): pretest ROM activo ($p = 0,397$); pretest ROM pasivo ($p = 0,312$); pretest $FI_{MÁX}$ ($p = 0,975$). Al corroborar todas las asunciones y confirmar la igualdad de medias en el pretest se procedió a utilizar el ANOVA factorial mixto descrito anteriormente.

V.1.5.2. Test de fiabilidad

Se aplicaron test de fiabilidad a las tres digitalizaciones de cada fotografía y a las dos repeticiones de la evaluación de $FI_{MÁX}$. Para estimar la fiabilidad de las medidas repetidas se calcularon tres medidas: el error típico de medida absoluto (ETM); el ETM como coeficiente de variación (CV_{ETM}); y el coeficiente de correlación intraclase (CCI). Todos acompañados del intervalo de confianza (IC) al 95%, con su límite inferior y superior. Los test de fiabilidad fueron calculados con una hoja de cálculo creada al efecto (Hopkins, 2009), utilizando las fórmulas propuestas por su autor (Hopkins, 2000). Los datos del CCI y del CV_{ETM} se obtuvieron a partir de la transformación logarítmica de los datos originales.

La Tabla 8 muestra el CCI, el ETM; y el CV_{ETM} para cada test con medidas repetidas. Se observan valores muy elevados ($> 0,900$) de los CCI, así como muy buenos valores del ETM y del CV_{ETM} (en ningún caso supera el 10,2%). Se observa mejores valores de fiabilidad en las digitalizaciones que en los test de fuerza, no obstante en ambos casos son valores muy buenos. Se considera que valores del CCI por encima de 0.900 son altos (Vincent, 1999) y en este caso todos están por encima de 0,900. Se consideran buenos valores del CV_{ETM} cuando son $\leq 10\%$ (Atkinson & Nevill, 1998), en nuestro caso los valores son muy bajos en las digitalizaciones y no superan el 7% en las evaluaciones de fuerza, salvo en un caso que es de 10,157% ($FI_{MÁX}$, postest, control). Los valores del ETM para la $FI_{MÁX}$ son mejores que los aportados por otro estudio que utiliza las mismas fórmulas que en nuestro caso (Viale, Nana-Ibrahim & Martin, 2007). Dicho estudio obtiene 20,9 N en pretest, 26,1 N en postest y 13,6 N en retest, y lo califica como muy buena fiabilidad, mientras que en nuestro estudio todos están por debajo de 15,994 N. Por tanto estos resultados refuerzan la fiabilidad de los datos obtenidos.

Tabla 8: Resultados fiabilidad segundo estudio. Coeficiente de correlación intraclass, error típico de medida y coeficiente de variación; acompañados de su intervalo de confianza al 95%.

Variable	ICC		ETM (° y N)		CV _{ETM} (%)	
	Valor	IC (95%)	Valor	IC (95%)	Valor	IC (95%)
ROM activo, pretest, tratamiento.	0,995	0,987 0,998	0,448	0,360 0,619	0,612	0,459 1,023
ROM activo, pretest, control.	0,999	0,997 1,000	0,397	0,319 0,549	0,418	0,314 0,698
ROM activo, postest, tratamiento.	0,994	0,984 0,998	0,564	0,453 0,779	0,738	0,553 1,234
ROM activo, postest, control.	0,998	0,994 0,999	0,456	0,366 0,630	0,532	0,399 0,889
ROM pasivo, pretest, tratamiento.	0,998	0,995 0,999	0,500	0,401 0,691	0,393	0,295 0,656
ROM pasivo, pretest, control.	0,998	0,995 0,999	0,436	0,350 0,602	0,463	0,347 0,774
ROM pasivo, postest, tratamiento.	0,996	0,988 0,998	0,706	0,567 0,976	0,668	0,501 1,116
ROM pasivo, postest, control.	0,997	0,991 0,999	0,452	0,363 0,626	0,566	0,424 0,945
FI _{MÁX} , pretest, tratamiento.	0,929	0,805 0,970	12,934	9,709 21,575	6,556	4,882 11,174
FI _{MÁX} , pretest, control.	0,926	0,799 0,969	12,720	9,548 21,218	6,926	5,156 11,819
FI _{MÁX} , postest, tratamiento.	0,928	0,803 0,970	13,436	10,436 23,192	6,626	4,933 11,295
FI _{MÁX} , postest, control.	0,922	0,782 0,970	15,994	11,599 25,770	10,157	7,267 16,870

Los datos son mostrados en las unidades de cada medida de fiabilidad : ICC (adimensional), ETM (grados para el ROM y newton para la FI_{MÁX}), CV_{ETM} (%).

Medidas repetidas en la digitalización de ángulos del rango de movimiento de cadera en flexión (activo y pasivo) y medidas repetidas de la FI_{MÁX} en flexión de rodilla, pre y post-tratamiento, de la pierna de tratamiento y control.

V.2. Resultados del segundo estudio

V.2.1. Flexibilidad activa

El ANOVA factorial muestra que el efecto principal del factor tiempo ($F_{(1, 32)} = 6,121$; $p = 0,019$) y el efecto principal del factor grupos ($F_{(1, 32)} = 0,876$; $p = 0,027$) fueron significativos (Tabla 9). Mientras el efecto principal de la interacción de factores ($F_{(1, 32)} = 0,057$; $p = 0,813$) no fue significativo (Tabla 9). El significativo efecto del factor tiempo indica que el entrenamiento aplicado tiene un efecto sobre la mejora del ROM activo, aunque se requiere del análisis de los efectos simples para más detalle. El no significativo efecto de la interacción de factores determina que no existen diferencias significativas entre los grupos en el postest.

Tabla 9: Resultados segundo estudio. Rangos de movimiento de cadera en flexión, activo y pasivo, pre y pos-tratamiento. Fuerza isométrica máxima pre y pos-tratamiento. Porcentaje de mejora entre pretest y posttest (% mejora). Efectos principales y efectos simples.

Variable	Grupo	Pretest	Postest	Mejora (%)	F (1, 32) Efecto A	F (1, 32) Efecto B	F (1, 32) Efecto AxB
ROM activo	Tratamiento (n = 17)	81,79±7,11	83,79±8,02*	2,45%	0,876 $p = 0,027$	6,121 $p = 0,019$	0,057 NS
	Control (n = 17)	79,28±9,71	80,93±9,42	2,08%			
ROM pasivo	Tratamiento (n = 17)	95,10±8,58	100,70±9,96***	5,98%	3,345 NS	16,838 $p < 0,001$	10,466 $p = 0,003$
	Control (n = 17)	91,86±9,77	92,52±9,08†	0,72%			
FI _{MÁX}	Tratamiento (n = 17)	214,69±49,54	205,59±42,70	-4,24%	0,010 NS	1,377 NS	0,136 NS
	Control (n = 17)	214,16±49,40	209,41±59,36	-2,22%			

Los datos del pretest y el postest son dados en grados (ROM activo, ROM pasivo) y en newton (FI_{MÁX}) ± desviación típica

Efectos principales: muestra valor de F y la significación; NS = no significativo

Efecto A: factor grupos. Efecto B: factor tiempo. Efecto AxB: interacción de factores.

Efectos simples: * $p < 0,05$ y *** $p < 0,001$ diferencias significativas con pretest; † $p < 0,05$ diferencias significativas con grupo de tratamiento

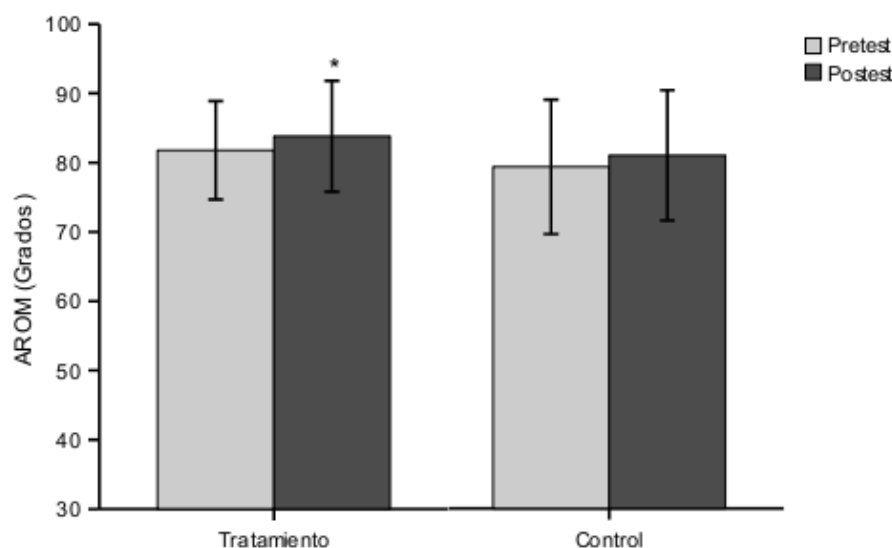


Figura 32: Rango de movimiento activo (ROM activo, AROM) en los grupos experimentales, en pretest y postest del segundo estudio. Las barras representan la media y las líneas de error la desviación típica. Diferencias significativas entre pretest y postest (* $p < 0,05$).

Los efectos simples muestran que tan sólo se han encontrado diferencias significativas ($p < 0,05$) del ROM activo entre pretest y postest para el grupo de tratamiento (Tabla 9, Figura 32). La mejora significativa del ROM activo en el grupo de tratamiento es de $2,00^\circ$ (2,45%). En el de control también se han producido mejoras aunque no significativas de $1,65^\circ$ (2,08%). El significativo efecto principal del factor grupos sugiere realizar una prueba T para comparar las medias entre los dos grupos en el postest (efectos simples), pero dicha prueba muestra que no hay diferencias significativas ($p = 0,348$).

V.2.2. Flexibilidad pasiva

El ANOVA factorial muestra que el efecto principal del factor tiempo ($F_{(1, 32)} = 16,838$; $p < 0,001$) y el efecto principal de la interacción ($F_{(1, 32)} = 10,466$; $p = 0,003$) fueron significativos (Tabla 9). Mientras que el factor grupos ($F_{(1, 32)} = 3,345$; $p = 0,077$) no fue significativo (Tabla 9). El significativo efecto del factor tiempo indica que el entrenamiento aplicado tiene un efecto sobre la mejora del ROM activo, aunque se requiere del análisis de los efectos simples para más detalle. El significativo efecto de la interacción de factores determina que los sujetos no se benefician por igual del entrenamiento, alguno de los dos grupos mejora significativamente más que el otro, pero se requiere del análisis de los efectos simples para ver cual de los dos mejora significativamente.

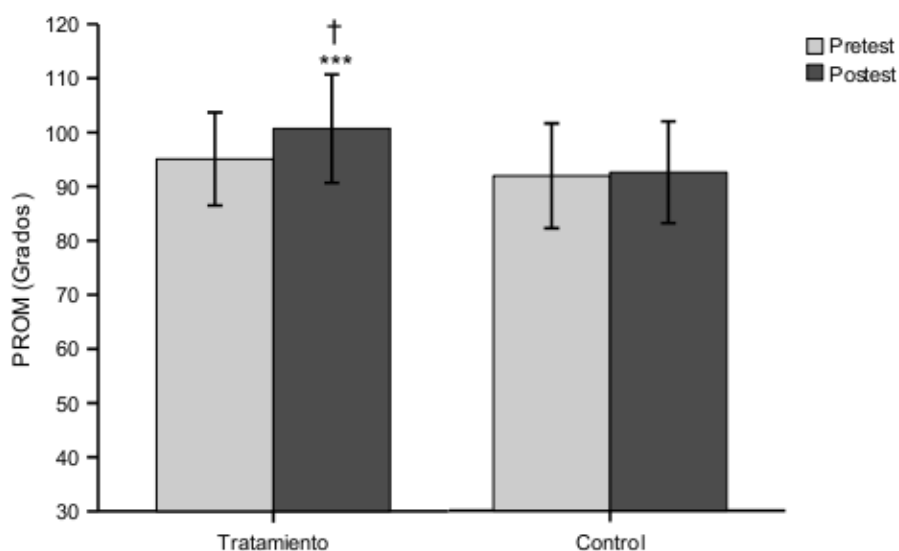


Figura 33: Rango de movimiento pasivo (ROM pasivo) en los grupos experimentales, en pretest y postest del segundo estudio. Las barras representan la media y las líneas de error la desviación típica. Diferencias significativas entre pretest y postest ($*** p < 0,001$). Diferencias significativas entre grupo de tratamiento y control ($† p < 0,05$).

Los efectos simples muestran que se han encontrado diferencias significativas ($p < 0,001$) del ROM pasivo entre pretest y postest para el grupo de tratamiento (Tabla 9, Figura 33). La mejora significativa del ROM pasivo en el grupo de tratamiento es de $5,60^\circ$ (5,89%). En el de control también se han producido mejoras aunque no significativas de $0,66^\circ$ (0,72%). Los efectos simples también muestran que hay diferencias significativas entre el grupo de tratamiento y el control en el postest ($p = 0,018$).

V.2.3. Fuerza máxima isométrica

El ANOVA factorial muestra que el efecto principal del factor tiempo ($F_{(1, 32)} = 1,377$; $p = 0,249$), el efecto principal del factor grupos ($F_{(1, 32)} = 0,010$; $p = 0,921$) y el efecto principal de la interacción ($F_{(1, 32)} = 0,136$; $p = 0,715$) fueron no significativos (Tabla 9). Lo que indica que no ha habido variaciones significativas de la $FI_{MÁX}$ entre el pretest y el posttest para ninguno de los grupos experimentales. Sin embargo ha habido un empeoramiento de la fuerza, aunque no significativo (Figura 34).

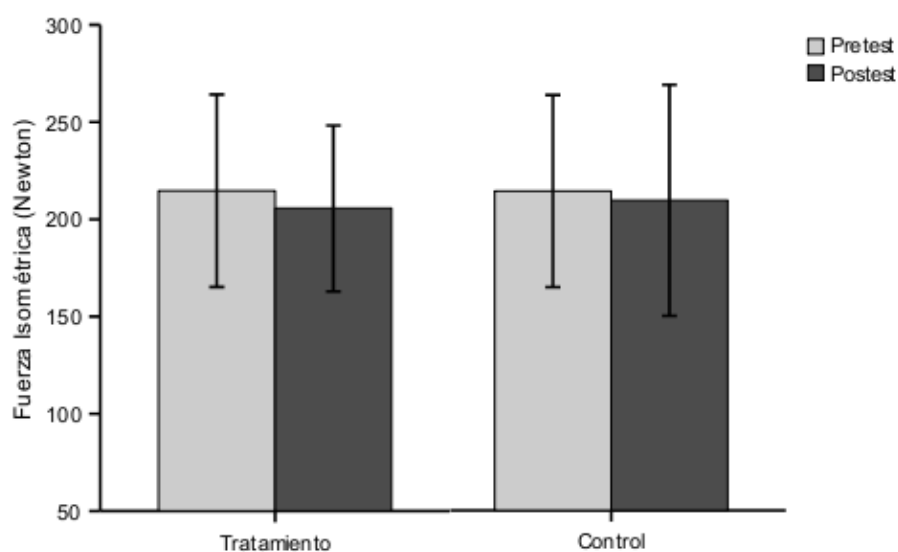


Figura 34: Fuerza máxima isométrica en los grupos experimentales, en pretest y posttest del segundo estudio. Las barras representan la media y las líneas de error la desviación típica.

CAPÍTULO VI. Tercer estudio

Efecto agudo del active isolated stretching sobre la capacidad de salto

VI.1. Método del tercer estudio

VI.1.1. Sujetos

Un total de 22 sujetos, estudiantes de la Licenciatura en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, participaron en el estudio. Todos los sujetos eran varones, jóvenes, sanos y activos. La Tabla 10 muestra los datos descriptivos. Ninguno de ellos padecía lesiones en la musculatura isquiotibial ni ninguna otra dolencia de tipo muscular o articular que impidiese realizar el entrenamiento o los test de evaluación. Todos participaron en el estudio de forma voluntaria; se les entregó por escrito la hoja informativa (Anexo I) y las instrucciones de participación en el estudio (Anexo II); fueron informados de los riesgos y requerimientos del estudio; y firmaron el consentimiento informado aprobado por el “Comité de Ética” de la Universidad de Granada (Anexo III).

Tabla 10: Datos descriptivos de los sujetos del tercer estudio. Número de sujetos (n), edad, peso y talla.

n	Edad (años)	Peso (kg)	Talla (cm)
22	22,95±2,03	69,74±5,60	173,63±7,37

Se muestran los datos ± desviación típica

VI.1.2. Diseño

Se utilizó un diseño intragrupo pretest-postest con contrabalanceo de dos situaciones experimentales (cada sujeto es usado como su propio control). Cada sujeto realizó una de las dos situaciones experimentales en días diferentes en un orden aleatorio. En cada situación experimental se realizó el pretest, inmediatamente después el tratamiento y de nuevo, sin pausa, el postest (ver Figura 35). Un día el sujeto fue grupo control (no realizó entrenamiento entre el pretest y el postest) y otro día fue grupo de tratamiento (sí realizó el entrenamiento entre el pretest y el postest). La variable independiente es el entrenamiento de flexibilidad que tiene dos niveles: entrenamiento y no entrenamiento. Las variables dependientes son: la altura del salto en el *Squat-Jump* (SJ) y en el *Countermovement-Jump* (CMJ).

VI.1.3. Aparatos y material

Para medir la altura de los saltos se utilizó una plataforma de saltos láser (SportJUMP System PRO, Desarrollo Software Deportivo S. L., Ribaseca, León, España, <http://www.dsd.es/>). Para controlar la velocidad de carrera durante el calentamiento se utilizó un GPS (Polar, G3 GPS sensor, Polar Electro Oy, Kempele, Finlandia, <http://www.polar.fi/>). Para el análisis estadístico se usó el programa informático SPSS versión 15.0 para Windows (Statistical Package for the Social Sciences, programa de SPSS inc., Chicago, USA, Disponible en: <http://www.spss.com/>).

VI.1.4. Procedimiento

Durante el pretest y el postest se midió la altura de salto durante la realización del SJ y el CMJ utilizando el SportJUMP System PRO. El estudio constó de una única sesión de estiramientos aplicando la técnica *Active Isolated Stretching* (AIS) sobre cuádriceps femoral y tríceps sural. Antes del pretest se realizó un calentamiento consistente en carrera continua durante 5 minutos a $8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, seguidamente (15 segundos después) se pasó el pretest evaluando altura de salto. Inmediatamente (15 segundos después) se hizo el entrenamiento (estiramientos o no estiramientos) y de nuevo (con 15 segundos de demora) se procedió al postest evaluando la altura de salto (Figura 35). En síntesis, los sujetos realizaron estiramientos o no estiramientos en orden aleatorio en días diferentes, y se les evaluó la altura de salto antes y después de cada situación experimental. Todos los sujetos fueron evaluados en el mismo lugar y a la misma hora, pero en días diferentes. Antes de la sesión de toma de datos, los sujetos participaron en una sesión donde se les instruyó en la aplicación de la técnica de estiramiento utilizada. Dicha sesión se utilizó como toma de contacto y familiarización con los test de evaluación y la técnica de estiramiento utilizada (ver Figura 35).

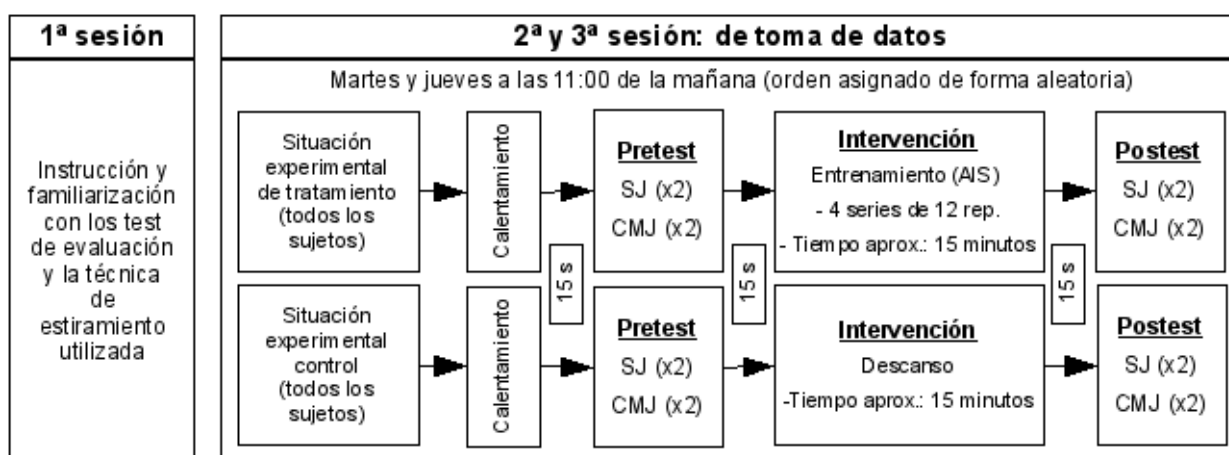


Figura 35: Esquema de planificación temporal del tercer estudio

VI.1.4.1. Evaluación de la altura de salto

Todos los saltos fueron realizados de forma bipodal, con las mismas zapatillas y sobre el mismo pavimento (Bosco, Saggini & Viru, 1997), utilizando el SportJUMP System PRO para la obtención de la altura de salto. El orden de los saltos fue el mismo tanto en el pretest como en el postest, primero SJ y seguidamente CMJ. Se realizaron dos repeticiones de cada tipo de salto, utilizando para los cálculos finales el promedio de las dos repeticiones. El descanso entre saltos fue aproximadamente de 15 segundos.

El SJ (Figura 36a) es un salto sin contra-movimiento (Bosco, 1994), en el que se parte de una posición inicial en apoyo bípodo con pies separados a la anchura de las caderas, planta del pie apoyada totalmente, manos en la cintura, espalda recta, lo más vertical posible, con la mirada dirigida al frente y con las rodillas en flexión de 90°. Esta posición se mantiene 2 s y el sujeto realiza el salto vertical sin hacer contra-movimiento buscando alcanzar la máxima altura posible. Durante el salto el sujeto mantiene las manos en la cintura, la espalda lo más vertical posible y las piernas en prolongación del tronco. En la recepción el primer contacto se hace con la zona próxima a la punta del pie y con las rodillas extendidas, amortiguando la recepción posteriormente de forma progresiva.

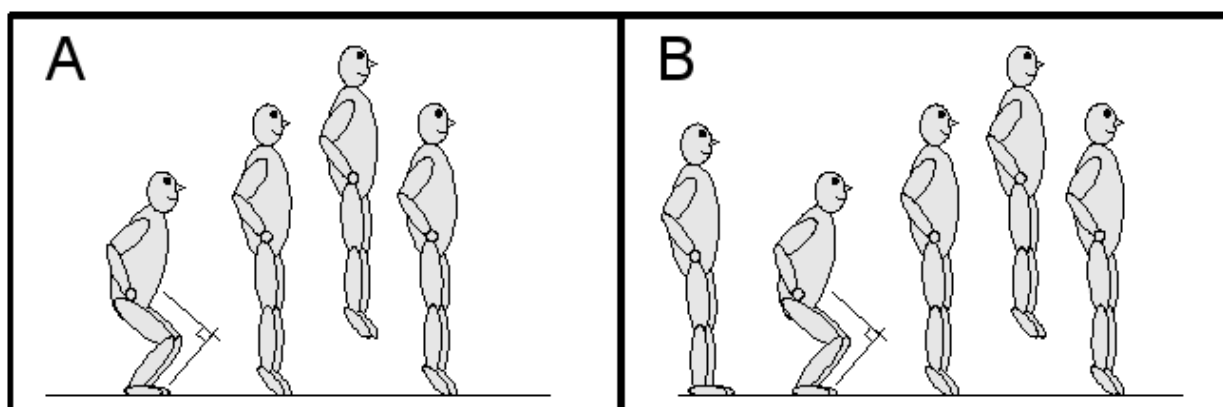


Figura 36: Representación de los test de saltos utilizados (secuencia de izquierda a derecha). A) representa el SJ y B) representa el CMJ.

El CMJ (Figura 36b) es un salto similar al anterior pero con contra-movimiento (Bosco, 1994), donde se parte de una posición inicial en apoyo bípodo con pies separados a la anchura de las caderas, plantas de los pies apoyadas totalmente, rodillas extendidas, manos en la cintura, espalda recta y vertical, y con la mirada dirigida al frente. Desde esta posición se toma impulso realizando un contra-movimiento en el que se llega hasta una flexión de 90° de rodilla y

rápidamente se impulsa hacia arriba realizando el salto lo más alto posible. Durante el contramovimiento las plantas de los pies permanecen apoyadas sobre el pavimento en su totalidad, las manos en la cadera y la espalda recta y vertical. Durante el vuelo el sujeto mantiene las manos en la cintura, la espalda lo más vertical posible y las piernas en prolongación del tronco. En la recepción el primer contacto se hace con la zona próxima a la punta del pie y con las rodillas extendidas, amortiguando la recepción posteriormente de forma progresiva.

VI.1.4.2. Entrenamiento

Los sujetos realizaron todo el procedimiento de forma idéntica en dos días diferentes. La única diferencia entre los dos días mencionados radica en el entrenamiento, un día se realizaron estiramientos y el otro día no los realizaron, permaneciendo en reposo (sentado) durante el tiempo que durase la aplicación de estiramientos del otro día (15 minutos). El entrenamiento consistió en aplicar estiramientos sobre los músculos cuádriceps femoral y tríceps sural (Figura 37). La técnica que se utilizó fue el *Active Isolated Stretching* (AIS) que consiste en 4 series de 12 repeticiones del siguiente ciclo: inicio del estiramiento de forma activa de la musculatura heterónima, asistir el movimiento estirando suavemente de forma pasiva hasta el máximo ROM, manteniendo la posición 2 segundos (EEAA, estiramiento estático activo-asistido); volver a la posición inicial para permitir la circulación de sangre y linfa, manteniendo la musculatura relajada durante 2 segundos. En las siguientes repeticiones hay que intentar incrementar el ROM en algunos grados. Sobre cada grupo muscular de cada pierna se realizaron las 4 series de 12 repeticiones del anterior ciclo. Cada serie de estiramiento se realizó siguiendo este orden: tríceps sural derecho, tríceps sural izquierdo, cuádriceps femoral derecho y cuádriceps femoral izquierdo; repitiendo el ciclo 4 veces para así completar las 4 series de cada grupo muscular de cada pierna. Por tanto, las series se realizaron alternando pierna izquierda con pierna derecha y el descanso entre series es aproximadamente el tiempo que duran tres series. El ciclo resumido para cada grupo muscular de cada pierna sería: 2 s de estiramiento + 2 s relajación (ver Figura 27, página 77). Quedando el entrenamiento así: 4x12x(EEAA 2 s) con 2 segundos de relajación entre repeticiones y 144 segundos de descanso entre series, siendo el tiempo de estiramiento total de cada grupo muscular de 96 segundos, con un tiempo total de trabajo de aproximadamente 15 minutos. Durante todo el entrenamiento se siguieron las mismas pautas de respiración utilizadas en los dos estudios anteriores: exhalar durante el estiramiento e inhalar durante la relajación. Todas las sesiones de estiramiento fueron aplicadas por el investigador principal.

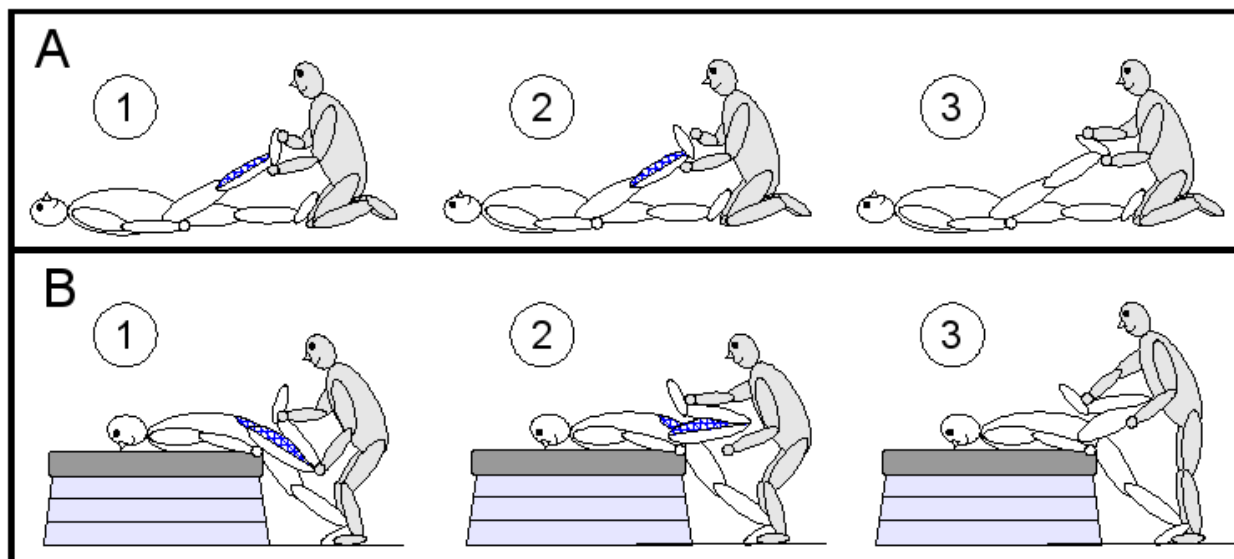


Figura 37: Representación de la colocación del sujeto evaluado y de la secuencia de acciones durante la aplicación de una repetición de la técnica de estiramientos utilizada. Los números rodeados de un círculo representan el orden de la secuencia. A) secuencia del AIS para el tríceps sural. B) secuencia del AIS para el cuádriceps femoral. La parte sombreada de los segmentos indica contracción muscular voluntaria.

VI.1.5. Análisis estadístico

La relación entre las dos situaciones experimentales (tratamiento, control) y la variación aguda de la altura de salto en el tiempo (pretest, postest) fue examinada a través de dos ANOVAs factoriales de dos factores (2 x 2) con medidas repetidas en ambos factores, un ANOVA para cada variable dependiente (altura de salto en el SJ, altura de salto en el CMJ). El primer factor intra-sujetos fue el factor grupos (factor A) con 2 niveles correspondientes a los grupos de intervención (tratamiento, control); y el segundo factor intra-sujetos fue el factor tiempo (factor B) con 2 niveles (pretest, postest). Se calcularon los efectos principales del factor grupos, el factor tiempo y la interacción entre ambos factores AxB (grupos x tiempo). Cuando el efecto principal de algún factor o el de la interacción de factores fue significativa se calcularon los efectos simples para comparar entre sí los niveles de un factor dentro de cada nivel del otro factor (ver Anexo VI), utilizando pruebas T con el ajuste de Bonferroni. Tanto para los efectos principales como los efectos simples se utilizó un nivel de significación de $p \leq 0,05$.

VI.1.5.1. Test preliminares

Los test preliminares fueron realizados con el fin de confirmar las asunciones que requiere el ANOVA factorial utilizado en este estudio. Para comprobar la normalidad de todos los grupos definidos por ambos factores se utilizó el test de normalidad de Shapiro-Wilk para

muestras menores o iguales a 50 sujetos. El test de homogeneidad de varianzas entre todos los grupos para cada nivel de los factores intra-sujetos fue el test de Levene. Además, para determinar si los grupos partían de igualdad inicial se realizó una prueba T para muestras relacionadas, comparando los niveles del factor grupos dentro del primer nivel (pretest) del factor tiempo. Todos los test fueron realizados en las dos variables dependientes por separado. En todos los test se utilizaron un nivel de significación de $p \leq 0,05$.

Los test preliminares de normalidad (test de Shapiro-Wilk) y de igualdad de varianza (test de Levene) determinaron: normalidad [SJ ($p > 0,05$); CMJ ($p > 0,05$)] para todos los grupos definidos por ambos factores; y homogeneidad de varianzas [SJ ($p > 0,05$); CMJ ($p > 0,05$)] entre todos los grupos para cada nivel de los factores intra-sujetos. La prueba T para muestras apareadas en el pretest para comparar los grupos de intervención (tratamiento, control) revela que no existen diferencias significativas entre los grupos: pretest SJ ($p = 0,393$); pretest CMJ ($p = 0,716$). Al corroborar todas las asunciones y confirmar la igualdad de medias en el pretest se procedió a utilizar el ANOVA factorial de medidas repetidas descrito anteriormente.

VI.1.5.2. Test de fiabilidad

Cada salto se realizó dos veces, por lo que se aplicaron test de fiabilidad a las dos repeticiones de la evaluación de la altura de salto en cada modalidad de salto (SJ, CMJ). Para estimar la fiabilidad de las medidas repetidas se calcularon tres medidas: el error típico de medida absoluto (ETM); el ETM como coeficiente de variación (CV_{ETM}); y el coeficiente de correlación intraclase (CCI). Acompañados del intervalo de confianza (IC) al 95%. Los test de fiabilidad fueron calculados con una hoja de cálculo creada al efecto (Hopkins, 2009), utilizando las fórmulas propuestas por su autor (Hopkins, 2000). Los datos del CCI y del CV_{ETM} se obtuvieron a partir de la transformación logarítmica de los datos originales. La Tabla 11 muestra el CCI, el ETM; y el CV_{ETM} para los test de medidas repetidas. Se observan valores muy elevados ($> 0,890$) de los CCI, así como muy buenos valores del ETM y del CV_{ETM} (en ningún caso supera el 5,2%). Se considera que valores del CCI por encima de 0,900 son altos, valores entre 0,800 y 0,890 son moderados y valores por debajo de 0,800 son cuestionables (Vincent, 1999). En este caso todos los valores de CCI están por encima de 0,900 excepto dos de ellos que están por encima de 0,890, no obstante todos son altos. Se consideran buenos valores del CV_{ETM} cuando son $\leq 10\%$ (Atkinson & Nevill, 1998), en nuestro caso los valores son muy bajos y no superan el 5,2% en ningún caso. Por tanto estos resultados refuerzan la fiabilidad de los datos obtenidos.

Tabla 11: Resultados fiabilidad tercer estudio. Coeficiente de correlación intraclass, error típico de medida y coeficiente de variación; acompañados de su intervalo de confianza al 95%.

Variable	ICC		ETM (cm)		CV _{ETM} (%)	
	Valor	IC (95%)	Valor	IC (95%)	Valor	IC (95%)
SJ, pretest, control.	0,891	0,732 0,955	1,451	1,100 2,248	5,187	3,909 8,150
SJ, pretest, tratamiento.	0,934	0,833 0,973	1,144	0,868 1,773	4,077	3,077 6,386
SJ, postest, control.	0,923	0,806 0,968	1,163	0,882 1,801	4,609	3,475 7,230
SJ, postest, tratamiento.	0,904	0,761 0,960	1,204	0,913 1,866	4,781	3,604 7,504
CMJ, pretest, control.	0,892	0,734 0,955	1,522	1,154 2,358	4,804	3,621 7,540
CMJ, pretest, tratamiento.	0,967	0,915 0,987	1,042	0,790 1,615	3,039	2,296 4,748
CMJ, postest, control.	0,971	0,924 0,988	0,999	0,757 1,548	2,856	2,158 4,460
CMJ, postest, tratamiento.	0,968	0,918 0,987	0,972	0,737 1,506	3,113	2,351 4,863

Los datos son mostrados en las unidades de cada medida de fiabilidad : ICC (adimensional), ETM (centímetros), CV_{ETM} (%). Medidas repetidas de la altura de salto en cada modalidad (SJ, CMJ), pre y post-tratamiento, de la situación experimental de tratamiento y control.

VI.2. Resultados del tercer estudio

VI.2.1. Altura de salto en el SJ

El ANOVA factorial muestra que el efecto principal del factor tiempo ($F_{(1, 21)} = 43,779$; $p < 0,001$) fue significativo (Tabla 12). Mientras que el efecto principal del factor grupos ($F_{(1, 21)} = 0,525$; $p = 0,477$) y el efecto principal de la interacción de factores ($F_{(1, 21)} = 0,261$; $p = 0,615$) no fueron significativos (Tabla 12). El significativo efecto del factor tiempo indica que el tratamiento incide sobre la pérdida de altura en el SJ, pero se requiere del análisis de los efectos simples para más detalle. El no significativo efecto principal del factor grupos y de la interacción determinan que el tratamiento afecta de igual forma a todos los sujetos, independientemente del grupo de tratamiento. En ambos grupos se pierde altura de salto por igual.

Los efectos simples muestran que se han encontrado diferencias significativas ($p < 0,001$) de la altura del salto en el SJ entre pretest y postest tanto para el grupo de tratamiento como para el grupo control (Tabla 12, Figura 38). La pérdida significativa de altura de salto en el grupo de tratamiento es de -2,14 cm (-7,13%) y en el de control es de -1,90 cm (-6,41%).

Tabla 12: Resultados tercer estudio. Altura de salto durante el SJ y el CMJ en cada situación experimental pre y pos-tratamiento. Porcentaje de mejora entre pretest y postest (% mejora). Efectos principales y efectos simples.

Variable	Grupo	Pretest	Postest	Mejora (%)	F (1, 21)	F (1, 21)	F (1, 21)
					Efecto A	Efecto B	Efecto Ax B
SJ	Tratamiento (n = 22)	30,00±4,36	27,86±4,11***	-7,13%	0,525	43,779	0,261
	Control (n = 22)	29,66±4,16	27,76±4,43***	-6,41%	NS	p < 0,001	NS
CMJ	Tratamiento (n = 22)	36,70±5,47	34,05±5,32***	-7,22%	0,689	116,776	0,427
	Control (n = 22)	36,85±4,92	34,47±5,37***	-6,46%	NS	p < 0,001	NS

Los datos del pretest y el postest son dados en centímetros ± desviación típica

Efectos principales: muestra valor de F y la significación; NS = no significativo

Efecto A: factor grupos. Efecto B: factor tiempo. Efecto Ax B: interacción de factores

Efectos simples: *** p < 0,001 diferencias significativas con pretest

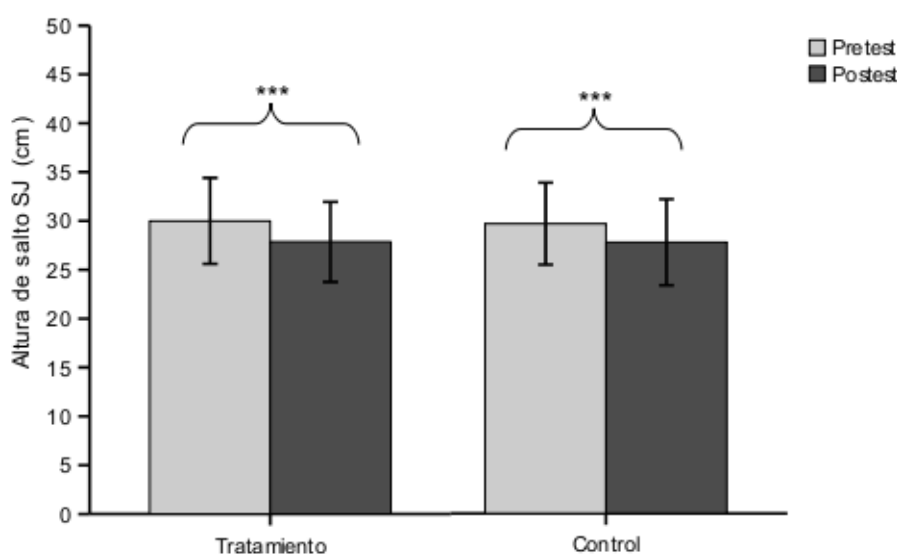


Figura 38: Altura de vuelo durante el salto sin contra-movimiento (SJ) para los grupos experimentales del tercer estudio, en el pretest y el postest. Diferencias significativas entre pretest y postest (*** p < 0,001).

VI.2.2. Altura de salto en el CMJ

El ANOVA factorial muestra que el efecto principal del factor tiempo ($F_{(1, 21)} = 116,776$; $p < 0,001$) fue significativo (Tabla 12). Mientras que el efecto principal del factor grupos ($F_{(1, 21)} = 0,689$; $p = 0,416$) y el efecto principal de la interacción de factores ($F_{(1, 21)} = 0,427$; $p = 0,521$) no fueron significativos (Tabla 12). El significativo efecto del factor tiempo indica que el tratamiento incide sobre la pérdida de altura en el CMJ, aunque se requiere del análisis de los efectos simples. El no significativo efecto principal del factor grupos y de la interacción de factores determinan que los sujetos se ven afectados por el tratamiento de igual forma, independientemente del grupo de tratamiento. Ambos grupos pierden altura de salto por igual.

Los efectos simples muestran que se han encontrado diferencias significativas ($p < 0,001$) de la altura del salto en el CMJ entre pretest y postest tanto para el grupo de tratamiento como para el grupo control (Tabla 12, Figura 39). La pérdida significativa de altura de salto en el grupo de tratamiento es de -2,65 cm (-7,22%) y en el de control es de -2,38 cm (-6,46%).

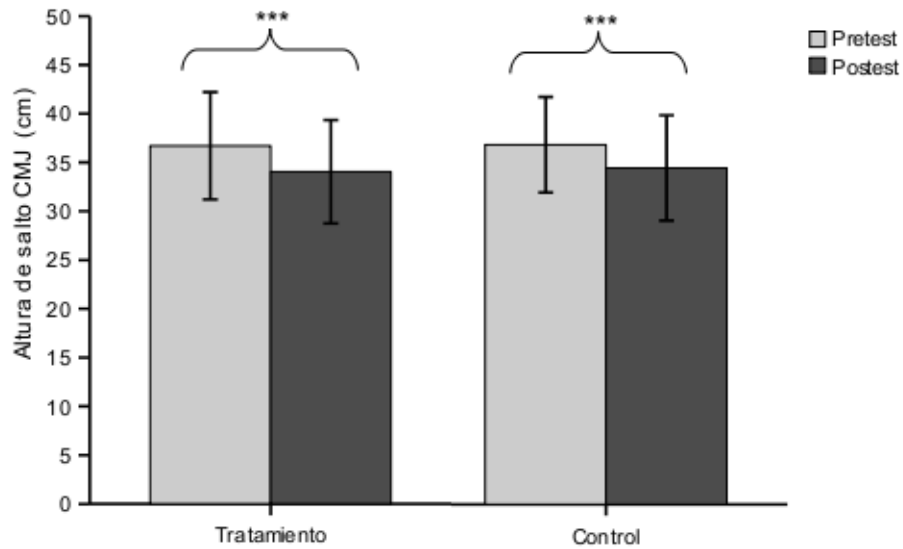


Figura 39: Altura de vuelo durante el salto con contra-movimiento (CMJ) para los grupos experimentales del tercer estudio, en el pretest y el postest. Diferencias significativas entre pretest y postest (***) $p < 0,001$.

CAPÍTULO VII. Discusión

VII.1. Discusión del primer estudio

En el primer estudio se evaluó el ROM de la cadera en flexión como indicador de la flexibilidad isquiotibial, utilizando el PSLRT (test de elevación pasiva de la pierna recta) y el ASLRT (test de elevación activa de la pierna recta). El objetivo fue analizar y comparar el efecto de tres técnicas de estiramiento (HR, AIS, EEP) tanto en el ROM activo como pasivo tras un período largo de entrenamiento (efecto a largo plazo). Estudios previos (Roberts & Wilson, 1999) demuestran que el ROM pasivo siempre es mayor que el ROM activo. En este sentido, los resultados de nuestro estudio muestran igualmente un efecto mayor sobre el ROM pasivo. En los siguientes apartados se tratarán por separado los hallazgos encontrados en ROM pasivo y en ROM activo.

VII.1.1. Flexibilidad pasiva

Los tres grupos experimentales tienen mejoras significativas del ROM pasivo tras el entrenamiento de 2 sesiones por semana durante 9 semanas (ver Tabla 6, página 81). Las tres técnicas utilizadas (HR, AIS y EEP) para mejorar la flexibilidad pasiva han sido efectivas. En los tres casos se ha conseguido mejorar el ROM pasivo utilizando tiempos totales de estiramiento por sesión similares con un tiempo total de trabajo de entre 6 y 8 minutos por sesión. Sin embargo, ninguna técnica es significativamente superior a las demás en cuanto a eficacia para la mejora del ROM pasivo. Se confirma nuestra primera hipótesis sobre la eficacia similar de las tres técnicas de estiramiento sobre el ROM pasivo. Posiblemente sea debido a que el tiempo total de estiramiento por sesión se igualó en las tres técnicas utilizadas, 96 segundos para AIS (1728 s en 9 semanas) y 100 segundos para HR y EEP (1800 s en 9 semanas), puesto que se contempla que lo importante para la mejora del ROM pasivo es el tiempo total de estiramiento y no el número de series o repeticiones (Cipriani et al., 2003).

Estos resultados siguen la misma tónica que en una investigación anterior en la que se utilizó HR y AIS (López-Bedoya et al., 2007), donde se evaluó el ROM pasivo en abducción de cadera siendo la resistencia pasiva de los aductores el principal factor limitante, obteniendo que ambas técnicas mejoraron la flexibilidad tras el entrenamiento y ninguna resultó ser superior a la otra. Por lo que tenemos que un entrenamiento de flexibilidad de dos sesiones por semana durante 9 semanas es eficaz para mejorar el ROM pasivo en dos grupos musculares distintos

(isquiotibiales y aductores). No obstante, en el presente estudio la ganancia de flexibilidad parece ser mayor que en nuestro estudio precedente; las ganancias del ROM pasivo del estudio actual (en isquiotibiales) son 18,42° (15,25% de mejora) para AIS, 17,18° (14,87%) para HR y 23,39° (19,73%) para EEP frente a 10,44° (8,33%) para AIS y 6,52° (5,31%) para HR en López-Bedoya et al. (2007) (en aductores). A pesar de que en ambos estudios el tratamiento fue el mismo y las técnicas se aplicaron siguiendo las mismas pautas parece ser que los efectos positivos del entrenamiento se dejan notar más en isquiotibiales que en aductores, de manera que la ganancia de ROM pasivo puede estar íntimamente relacionado no sólo con las características de la técnica de estiramiento utilizada sino también con la arquitectura muscular (Lieber & Fridén, 2000).

Un estudio que comparó dos entrenamientos de EEP con series y tiempos de estiramiento distintos pero que igualó el tiempo total de estiramiento por sesión (Cipriani et al., 2003) encontró mejoras significativas entre el pretest y el posttest para ambos grupos pero no encontró diferencias significativas entre los dos entrenamientos tras 6 semanas de entrenamiento de dos sesiones diarias. En este estudio los autores utilizaron 6 series de 10 segundos contra 2 series de 30 segundos, con un tiempo total de estiramiento de 60 segundos por sesión, estableciendo que es más importante el tiempo total de estiramiento por sesión que el número de series y repeticiones para la mejora del ROM pasivo. En el presente estudio también se han igualado los tiempos totales de estiramiento por sesión lo que nos hace pensar que la no superioridad de una técnica con respecto a otra se debe a esta situación. Sin embargo, en nuestro estudio se utilizan técnicas de estiramiento distintas como variables independientes donde el objetivo de igualar los tiempos totales de estiramiento por sesión es un medio de control de variables contaminantes. Tiempos totales de estiramiento diferentes pueden ser una variable contaminante si en el diseño no forman parte de las variables independientes. Por lo que cabe destacar que el grupo de EEP tiene una mayor mejora del ROM pasivo (23,39°; mejora del 19,73%) aunque no difiere significativamente de los otros dos grupos en el posttest. Esta situación nos hace pensar que el EEP podría obtener mejores resultados si el tiempo total de estiramiento por sesión, el número de sesiones por semana y/o el número total de semanas de entrenamiento fuesen mayores. No obstante, un aumento de la muestra también podría esclarecer más la situación.

La mejora de la flexibilidad pasiva a largo plazo puede deberse a una reducción de la resistencia pasiva del músculo al estiramiento (por disminución del *stiffness* intrínseco y/o disminución del *stiffness* reflejo) (Guissard & Duchateau, 2004), o bien, puede deberse a alteraciones en la percepción del estiramiento (Magnusson et al., 1996c). Aunque en nuestro

estudio no se ha evaluado la actividad refleja ni las propiedades mecánicas pasivas del músculo, se cree que con períodos largos de entrenamiento (8 o más semanas) se producen adaptaciones importantes en las unidades mio-tendinosas (Chan et al., 2001) que conllevarían a la reducción de la resistencia pasiva al estiramiento. Dichas adaptaciones pueden producirse principalmente por el aumento del número sarcómeros en serie, remodelado del tejido conectivo de fascias y tendones, cambios en las isoformas de titina e inhibición de la actividad refleja de las motoneuronas-alfa (Chan et al., 2001; Gajdosik et al., 2007; Guissard & Duchateau, 2004; Kubo, Kanehisa & Fukunaga, 2002). La disminución de la resistencia pasiva puede contribuir en mayor porcentaje que las alteraciones en la percepción del estiramiento en la mejora del ROM en períodos de entrenamiento largos (Chan et al., 2001). Por tanto podemos considerar que en el presente estudio, donde el entrenamiento es de 2 veces en semana durante 9 semanas con un volumen total de estiramiento entre 1728-1800 segundos, la mejora del ROM pasivo puede deberse principalmente a adaptaciones en las unidades mio-tendinosas que conllevan a una reducción de la resistencia pasiva al estiramiento.

VII.1.2. Flexibilidad activa

Los tres grupos experimentales mejoran el ROM activo tras el período de entrenamiento, pero sólo lo hace de forma significativa el Grupo 3 (EEP) (ver Tabla 6, página 81). Sin embargo, la mejora es tan pequeña que no existen diferencias entre las mejoras de este grupo (EEP) y los dos grupos restantes (HR, AIS) para la mejora del ROM activo.

Hartley-O'Brien (1980) establece un modelo para la mejora de la flexibilidad activa. Dicho modelo propone que la flexibilidad activa se mejora disminuyendo la resistencia pasiva de la musculatura homónima (musculatura a estirar) y/o incrementando la fuerza de la musculatura heterónima (la contraria a la que se estira). La primera parte del modelo (reducir la resistencia de la musculatura homónima) se consigue disminuyendo el *stiffness* intrínseco y/o disminuyendo el *stiffness* reflejo del músculo (Guissard & Duchateau, 2004). La segunda parte del modelo (incrementar la fuerza de la musculatura heterónima) se consigue mediante el entrenamiento de la fuerza de la musculatura heterónima o realizando entrenamientos de flexibilidad activa, que además de disminuir la resistencia pasiva de la musculatura homónima también mejoran la fuerza de la musculatura heterónima. Cuando se pretende mejorar flexibilidad pasiva sólo la primera parte del modelo es válida.

En el presente estudio las tres técnicas tienden a mejorar la flexibilidad pasiva mediante

la disminución de la tensión de la musculatura homónima como se puede observar en los resultados de la evaluación de la flexibilidad pasiva. La flexibilidad pasiva ha mejorado y eso es debido a que los músculos homónimos ejercen menor resistencia a la hora de ser estirados durante la evaluación de la flexibilidad pasiva. Por tanto las tres técnicas inciden en la primera parte del modelo de Hartley-O'Brien (1980). Tan sólo una de las técnicas utilizadas (AIS) tiene un componente activo. La fase de estiramiento de 2 segundos del AIS comprende una primera parte de contracción activa de la musculatura heterónima y otra parte de estiramiento asistido de la musculatura homónima (contracción/estiramiento). Por lo que se esperaba que mejorase significativamente la flexibilidad activa mediante el uso del AIS y sin embargo no ha sucedido, en su lugar el EEP ha producido mejoras significativas del ROM activo, no confirmándose nuestra segunda hipótesis para este estudio. De hecho el AIS es la técnica que menor porcentaje de mejora del ROM activo presenta (2,77%). En este punto la cuestión es: qué hace que el AIS no mejore el ROM activo y sí lo haga el EEP.

En un estudio en el que la técnica de estiramiento usada fue el EEA (estiramiento estático activo) (Roberts & Wilson, 1999), se obtuvo que la mejora del ROM activo tras un entrenamiento de 3 veces a la semana durante 5 semanas es significativamente mayor cuando se aplica una serie de 3 repeticiones de 15 segundos de EEA que cuando se realizan 3 series de 3 repeticiones de 5 segundos de EEA, a pesar de que el tiempo de estiramiento por sesión total es idéntico (45 s). Los autores proponen que cuando el tiempo de cada estiramiento es de 15 segundos la sobrecarga muscular que genera la contracción muscular heterónima es mayor que cuando el tiempo de cada estiramiento es de 5 segundos, lo que lleva a una mayor mejora de la fuerza cuando se aplican EEA de 15 segundos que cuando el tiempo de estiramiento es 5 segundos. Si trasladamos esta situación al AIS que es activo-asistido, y por tanto la contracción de la musculatura heterónima (la contraria a la que se pretende estirar) sólo aparece durante escasamente un segundo en cada estiramiento, la sobrecarga muscular es insuficiente para mejorar la fuerza de la musculatura heterónima, quedando descuidada la segunda parte del modelo de Hartley-O'Brien (1980). Por lo que cuando se aplican técnicas de estiramiento activas con objetivo de mejora del ROM activo, no sólo es importante el tiempo total de estiramiento sino también la forma de distribuir ese tiempo en series y repeticiones. En este sentido el tiempo de estiramiento por repetición es importante ya que tiempos reducidos de estiramiento no mejorarían la fuerza de la musculatura heterónima.

Una de las características importantes del AIS (según su autor, Aaron L. Mattes) es que durante el estiramiento no aparece el reflejo miotático ya que el tiempo de estiramiento es muy corto (2 s) (Mattes, 1996). Sin embargo, Alter (2004) establece una crítica al respecto, comenta que es imposible que no se active el reflejo de estiramiento durante el AIS aunque el estiramiento dure 2 segundos, ya que este reflejo se muestra en tan sólo 0,03 segundos en los músculos de la pierna pudiendo ser aún menor el tiempo de activación en los isquiotibiales. De este modo no se facilitaría la relajación muscular en cada estiramiento más de lo esperado, con lo que el estímulo total podría ser menor que las otras dos técnicas, ya que el ROM al que se mantiene la posición es menor. No obstante, mientras se mantiene la posición estática de estiramiento durante un EEP puede producirse un efecto de relajación refleja mediado por los órganos tendinosos de Golgi que produce inhibición de las motoneuronas-alfa (Alter, 2004). Fenómeno que se deja notar menos en el AIS ya que el tiempo de estiramiento es muy corto (2 s). Además el AIS es un estiramiento estático activo-asistido (EEAA) y por tanto se vale del reflejo de inervación recíproca para conseguir una mayor relajación del músculo a estirar y así conseguir llegar más lejos en cada repetición de estiramiento. No obstante el tiempo de contracción y de estiramiento de cada repetición es muy corto y podría condicionar la cantidad de estímulo total. De hecho el AIS presenta un porcentaje de mejora del ROM pasivo (15,25%) más bajo que el EEP (19,73%), por lo que si consideramos la mejora ROM pasivo un indicativo de disminución de resistencia pasiva al estiramiento también podría estar descuidada en cierta medida la primera parte del modelo de Hartley-O'Brien (1980).

La mejora del ROM pasivo en el EEP es del 19,73%, mientras que en el HR es de 14,87% y en el AIS es de 15,25%, aunque no son significativamente diferentes en el posttest, el EEP ha producido mayor ganancia del ROM pasivo. Para la mejora del ROM activo el EEP tiene un efecto nulo en la segunda parte del modelo de Hartley-O'Brien (1980), sin embargo si consideramos la mejora del ROM pasivo como un indicativo de disminución de la resistencia pasiva al estiramiento tiene un efecto mucho mayor sobre la primera parte del modelo de Hartley-O'Brien que las otras dos técnicas y puede ser esta la causa de que el EEP sea superior al resto de técnicas en la mejora del ROM activo. Una menor resistencia pasiva al estiramiento indica que aunque la musculatura heterónima no mejore en fuerza se puede encontrar una mejora del ROM activo.

En estudios precedentes también se han observado resultados a favor del EEP para la mejora del ROM activo de la cadera en flexión. Hartley-O'Brien (1980) compara 6 técnicas de

estiramiento incluyendo entre ellas el EEP el HRC (Sostén-relajación-contracción) y el HR (ver Tabla 2, página 63), no encontrando diferencias significativas entre las 6 técnicas, pero con tendencia a ser mejor el EEP. Hardy (1985) compara también 6 técnicas de estiramiento: EEP, dos versiones de HR, EEPA (estiramiento estático pasivo-activo) y dos versión de HRC. Sólo el EEP y las dos versiones de HRC mejoraron significativamente más que el resto, lo que significa que en ausencia de técnicas eficaces para mejorar la fuerza de la musculatura heterónima (HRC), el EEP es más eficaz que otras técnicas para mejorar el ROM activo. Por tanto el AIS y el HR son menos eficaces para la mejora de la flexibilidad activa que el EEP.

VII.2. Discusión del segundo estudio

En este estudio se utilizó el mismo protocolo de estiramiento de la técnica AIS que en el primer estudio, con las mismas series, repeticiones, tiempos de estiramiento y de descanso, con el fin de evaluar el efecto agudo de la aplicación de estiramientos tal como se aplicarían en una sesión de entrenamiento de flexibilidad con objetivo de mejora del ROM. Concretamente, con este estudio se pretendía evaluar el efecto agudo de la aplicación del AIS en la musculatura isquiotibial sobre el ROM de cadera en flexión y la FI_{MAX} en flexión de rodilla. Para ello se evaluó el ROM de la cadera en flexión como indicador de la flexibilidad isquiotibial, utilizando el PSLRT (test de elevación pasiva de la pierna recta) y el ASLRT (test de elevación activa de la pierna recta). También se evaluó la fuerza isquiotibial mediante dinamometría isométrica a 120° de flexión de rodilla con tronco y muslos alineados. En los siguientes apartados se tratarán por separado los hallazgos encontrados en ROM y en FI_{MAX} .

VII.2.1. Flexibilidad activa y pasiva

Los dos grupos experimentales mejoran el ROM activo tras la sesión de entrenamiento, pero sólo lo hace de forma significativa el grupo de tratamiento (ver Tabla 9, página 91), aunque no existen diferencias significativas en el postest entre ambos grupos (control y tratamiento). El grupo de tratamiento aumenta el ROM activo significativamente 2,00° (2,45%) mientras que el grupo control aumenta no significativamente 1,65° (2,08%). Respecto al ROM pasivo, se han encontrado mejoras significativas entre pretest y postest sólo para el grupo de tratamiento (ver Tabla 9, página 91). Encontrando también diferencias significativas entre ambos grupos en el postest. Por tanto, el AIS mejora significativamente el ROM activo y pasivo mientras que el grupo control no mejora significativamente.

En estudios en los que se ha evaluado conjuntamente el ROM pasivo y el ROM activo se ha mostrado que las mejoras tras una sesión de estiramiento aguda se dejan notar más en el ROM pasivo que en el ROM activo (Sands et al., 2008). En el citado estudio se mostró que la combinación de EEP con vibración influía significativamente en el ROM pasivo pero no en ROM activo durante la realización de un *split* frontal, que es análogo al test utilizado en nuestra investigación (el SLRT). Sin embargo en otra investigación (Marek et al., 2005) en la que los test de evaluación no fueron análogos a los utilizados en nuestra investigación el grado de mejora del ROM activo y del ROM pasivo no es tan diferente en uno y otro caso. En la investigación anterior se evaluó el ROM mediante una flexión de rodilla con el cuerpo en tendido prono y se encontraron mejoras del ROM activo y del ROM pasivo similares tras aplicar 4 ejercicios de estiramiento sobre los extensores de rodilla con 4 repeticiones de 30 segundos de EEP en cada ejercicio de estiramiento (480 s en total). En este último caso el factor limitante del ROM puede no ser principalmente muscular sino articular o de choques entre segmentos, por lo que la mejora del ROM podría no dejarse notar mucho en sujetos con un ROM normal. Por norma general, en aquellas situaciones en las que el principal factor limitante del ROM es la extensibilidad de las unidades mio-tendinosas, el ROM pasivo mejora en mayor medida que el ROM activo, como en la presente investigación.

Tan sólo se ha encontrado una referencia en la que se evalúe el efecto agudo del AIS sobre el ROM (McMahon et al., 1997). En el anterior estudio se evaluó el efecto agudo del AIS y se observó que una única sesión de estiramientos producían mejoras significativas del ROM pasivo entre el pre-estiramiento y el post-estiramiento. Efecto que se ha visto también en el presente estudio, donde se han observado mejoras significativas entre el pretest y el posttest para el grupo de tratamiento y no para el grupo control. Además en nuestro caso también se ha evaluado el ROM activo, encontrándose mejoras significativas entre pretest y posttest para el grupo de tratamiento y no para el grupo control.

Los resultados de este estudio están acorde con los encontrados en otras investigaciones que demuestran una mejora aguda del ROM pasivo tras una única sesión de estiramientos (Feland, Myrer & Merrill, 2001a; Kinser et al., 2008; Sands et al., 2006; Wiemann & Hahn, 1997; Zakas, 2005; Zakas, Balaska, Grammatikopoulou, Zakas & Vergou, 2005) con tiempos totales de estiramiento entre 30-60 segundos que son menores a los utilizados en nuestro estudio (96 s). La mejora del ROM pasivo de cadera en flexión en estudios que utilizan EEP (Zakas, 2005; Zakas et al., 2005) está entre 7,1-10,1° utilizando tiempos totales de estiramiento de 30-60 segundos,

mientras que en el presente estudio ha sido de 5,6° con un tiempo total de estiramiento más elevado (96 s). Por lo tanto, el AIS podría ser menos efectivo que el EEP para la mejora aguda del ROM pasivo, sin embargo en nuestro estudio sólo se evaluó el efecto del AIS. La mejora aguda del ROM pasivo tras el entrenamiento de flexibilidad mediante AIS puede ser explicada a través de un aumento de longitud de las unidades mio-tendinosas como consecuencia de adaptaciones agudas tanto mecánicas (propiedades pasiva de las unidades mio-tendinosas) como neurales (inhibición de las motoneuronas-alfa y de la actividad refleja de los husos neuromusculares) (Avela et al., 1999; Guissard & Duchateau, 2006; Guissard et al., 2001; Magnusson, 1998; Taylor et al., 1990). Sin embargo, en nuestra investigación no se han evaluado directamente otras variables como actividad refleja, actividad EMG o propiedades pasivas de músculo. Aunque podemos afirmar que la mejora del ROM es consecuencia del entrenamiento de flexibilidad no conocemos el mecanismo por el cual se ha producido dicha mejora del ROM pasivo en el contexto de nuestro estudio. No obstante la mejora del ROM pasivo a través de alteraciones en factores neuromusculares ha sido identificada con una menor activación de motoneuronas-alfa y una reducida o alterada actividad de los husos neuromusculares (Avela et al., 1999; Etnyre & Abraham, 1986; Guissard & Duchateau, 2006; Guissard et al., 2001; Krabak et al., 2001; Moore & Kukulka, 1991). Los estiramiento pueden haber dañado las uniones mio-tendinosas (MTJ) incrementando la descarga de los órganos tendinosos de Golgi inhibiendo la contracción muscular refleja (Avela et al., 1999; Gregory et al., 2003; Guissard et al., 2001). El carácter rítmico del estiramiento implica que los husos neuromusculares estén constantemente adaptándose a una nueva longitud muscular lo que puede ocasionar fatiga de las fibras intrafusales disminuyendo la actividad del reflejo de estiramiento (Avela et al., 1999). La reducida actividad refleja excitatoria de los husos neuromusculares y la aumentada actividad refleja inhibitoria de los órganos tendinosos de Golgi contribuye a reducir la resistencia pasiva del músculo y mejorar el ROM. La mejora del ROM pasivo también puede ser explicada a través de las propiedades viscoelásticas de las unidades mio-tendinosas. Cuando se mantiene la posición de estiramiento, gracias a las propiedades viscosas, las tensión necesaria para mantener dicha posición disminuye (Magnusson, 1998; Sharman et al., 2006; Taylor et al., 1990), demostrando lo que se denomina *stress-relaxation*. Como consecuencia de esta propiedad, si se mantiene constante la fuerza que produce el estiramiento, las unidades mio-tendinosas serán elongadas gradualmente (*Creep*) (Gajdosik, 2001; Sharman et al., 2006; Taylor et al., 1990). Una investigación reciente (Kay & Blazevich, 2008) evalúa la tensión pasiva del tríceps sural a 20° de

dorsiflexión de tobillo tras distintos tiempos de estiramiento (5 s, 15 s, 4x5 s, 4x15 s) y se obtiene que la tensión pasiva a los 20° de dorsiflexión es disminuida significativamente incluso con 5 segundos de EEP sin alteraciones en la actividad EMG, lo que indica que podría alcanzar un mayor ROM y que podría tener un reducido *stiffness*. Por tanto, tiempos de estiramiento totales muy cortos (5 s) pueden producir mejoras agudas del ROM pasivo gracias a las propiedades viscosas de las unidades mio-tendinosas. Así, dicha mejora puede ser causada por una reorientación del tejido conectivo muscular (fibras paralelas) (Fowles et al., 2000). Por este motivo la mejora del ROM pasivo puede ser atribuida a la disminución del *stiffness* intrínseco de las unidades mio-tendinosas y/o a la disminución del *stiffness* reflejo, que proporcionan una mayor longitud de las unidades mio-tendinosas (Gajdosik, 2001; Guissard & Duchateau, 2006) y una mayor tolerancia al estiramiento (Magnusson et al., 1996a, 1998) durante la maniobra de evaluación.

Partiendo desde la perspectiva de que el AIS es un EEAA (estiramiento estático activo-asistido) y por tanto presenta una parte activa que es la contracción voluntaria de la musculatura heterónima para realizar el movimiento inicial de estiramiento (ver Figura 26c, página 76), suponíamos que el AIS podría tener un efecto de potenciación en la musculatura heterónima que llevaría a la mejora del ROM activo (ver modelo de Hartley-O'Brien, 1980, expuesto en la discusión del primer estudio, página 107). No obstante la mejora significativa del ROM activo es menor que la del ROM pasivo y no existen diferencias significativas entre el grupo de tratamiento y el grupo control para el postest respecto al ROM activo. Puede ser debido a que el efecto favorecedor de la potenciación que supone la contracción muscular puede verse afectado por la fatiga de dicha musculatura o que dicho efecto potenciador no sea muy notable (Bazett-Jones et al., 2005; Sale, 2002; Young & Elliot, 2001). Bazett-Jones et al. (2005) utilizan como protocolo de potenciación 3 series de 3 repeticiones de extensión de piernas con el 90% de carga del total que podía movilizar en una repetición máxima (RM), y se obtuvo como resultado una pérdida de fuerza tras la potenciación, que fue atribuida: a que la potenciación no fue instigada, a que la potenciación fue marcada por la fatiga o a que no se evaluó la fuerza en el momento adecuado tras los ejercicios de potenciación. Siguiendo el modelo teórico de la potenciación pos-activación, tras el protocolo de potenciación (entrenamiento) hay un momento óptimo donde la mejora del rendimiento es máxima, el efecto de la potenciación aún es visible y la fatiga afecta en menor medida (Sale, 2002). Young & Elliot (2001) utilizan como protocolo de potenciación contracciones voluntarias máximas de 5 segundos (3 repeticiones, 30 segundos de descanso entre

repetición), y el resultado fue no alteración en el rendimiento del SJ y el DJ (desde 30 cm), que fue atribuida a que los sujetos no eran sujetos entrenados y por tanto la potenciación de alta intensidad de contracción no era efectiva o al hecho de que las contracciones voluntarias máximas involucraban a un sólo grupo muscular y los saltos verticales involucran más grupos musculares. En nuestro caso el protocolo de la posible potenciación consistiría en 4 series de 12 repeticiones de contracciones concéntricas voluntarias desde posición inicial hasta el máximo ROM activo con la única carga del peso de la extremidad (realizado durante la aplicación del AIS) y la potenciación podría ser insuficiente o menor que a través de contracciones isométricas, lo que explicaría la escasa mejora del ROM activo. Por otro lado si consideramos la mejora del ROM pasivo consecuencia de la disminución de la resistencia pasiva de la musculatura homónima, la mejora del ROM activo puede ser explicada por una disminución de la resistencia a vencer sin que aparezca ningún aumento de la fuerza de la musculatura heterónima (potenciación).

Sintetizando, en el contexto de nuestro estudio, los resultados nos indican que desde el punto de vista de la mejora del ROM, el AIS es efectivo sobre todo para la mejora aguda del ROM pasivo, sin embargo también produce mejoras significativas del ROM activo. Por tanto se confirma nuestra primera hipótesis sobre la eficacia del AIS para la mejora del ROM activo y pasivo, aunque la mejora es mucho más notable en el ROM pasivo.

VII.2.2. Fuerza máxima isométrica

Los dos grupos experimentales presentan pérdidas de FI_{MAX} aunque no de forma significativas (ver Tabla 9, página 91). No existen diferencias significativas en el postest entre ambos grupos (control y tratamiento). Por tanto el hallazgo más importante es que la pérdida de FI_{MAX} no es significativa. Por lo que también se confirma nuestra segunda hipótesis. Aunque hay indicios que apuntan a que si el tiempo total de estiramiento hubiese sido mayor se hubiese producido una mayor pérdida en el grupo de tratamiento ya que la pérdida de fuerza ha sido correlacionada con la duración total de estiramiento (Kay & Blazevich, 2008).

Fowles et al. (2000) encontró una pérdida de FI_{MAX} del 28% inmediatamente después de una sesión de 13 repeticiones de EEP de 153 segundos cada una, 33 minutos de trabajo total y un tiempo total de estiramiento de 1755 segundos. Avela et al. (1999) aplicaron estiramientos pasivos repetidos de forma instrumentada durante una hora, encontrando una pérdida de FI_{MAX} del 23,2%. En el estudio de Avela et al. (1999) se utilizó una amplitud de estiramiento de 90° a

100° de dorsiflexión de tobillo a una velocidad de ($200^{\circ}\cdot s^{-1}$), con una frecuencia de 1,5 ciclos cada segundo, con un tiempo total de estiramiento de aproximadamente 1800 segundos. Los períodos de estiramiento de un único grupos muscular (30-60 minutos) utilizados por ambos estudios (Avela et al., 1999; Fowles et al., 2000) no son consistentes con los utilizados realmente en entrenamientos de flexibilidad. Otros estudios con tiempos de estiramiento moderados, más realistas (entre 60-540 segundos), que se suelen utilizar en sesiones de entrenamiento específico de flexibilidad, también han producido pérdidas significativas de FI_{MAX} tras la aplicación de EEP (Herda et al., 2008; Kay & Blazevich, 2008; McHugh & Nesse, 2008; Ogura et al., 2007; Power et al., 2004; Siatras, Mittas, Mameletzi & Vamvakoudis, 2008). Dichas pérdidas de fuerza han sido atribuidas a factores neuro-mecánicos (Avela et al., 1999; Fowles et al., 2000; Kay & Blazevich, 2008). Sin embargo, estudios en los que se utiliza EEP con tiempos aún más reducidos (entre 5-30 segundos), orientados a ser aplicados como parte del calentamiento, no han presentado pérdidas significativas de FI_{MAX} (Kay & Blazevich, 2008; Ogura et al., 2007; Siatras et al., 2008). La investigación de Kay & Blazevich (2008) evalúa la FI_{MAX} tras distintos tiempos de estiramiento con EEP (5 s, 15 s, 4x5 s, 4x15 s) y se obtiene una correlación significativa entre la pérdida de fuerza y la duración del estiramiento, de modo que a mayor tiempo de estiramiento mayor pérdida de fuerza. Sin embargo, sólo encuentra pérdidas significativas de fuerza (~ 17%) cuando aplica el protocolo de estiramiento de 60 segundos de EEP (4x15 s). Otra investigación (Siatras et al., 2008) compara la pérdida de FI_{MAX} tras la aplicación de 10, 20, 30 y 60 segundos de EEP y encuentra pérdidas significativas de FI_{MAX} , solamente a 30 y 60 segundos. Sin embargo, Ogura et al. (2007) comparan 30 y 60 segundos de EEP, encontrando que 30 segundos no producían pérdidas agudas de FI_{MAX} y que 60 segundos sí lo hacían, mientras que ambos mejoraron el ROM. Por lo que el límite de la duración de estiramiento entre la pérdidas y la no pérdida de FI_{MAX} , puede estar situado entre los 30-60 segundos de EEP. Los datos anteriores apuntan a que tiempos de estiramiento con EEP muy bajos (< 30-60 s) no producen cambios significativos en la FI_{MAX} , mientras que tiempos superiores sí. Estos resultados han llevado a distintos autores (Ogura et al., 2007; Siatras et al., 2008) a recomendar no realizar EEP de más de 30 segundos previo a actividades que requieran de grandes rendimientos de fuerza o en los calentamientos.

Las pérdidas no significativa de fuerza en nuestro estudio (con 96 segundos de estiramiento total) es de -4.24% similar a la que presenta el estudio de Kay & Blazevich (2008) con 15 segundos de EEP. Aunque en ambos casos no es significativa la pérdida, cabe destacar

que el AIS con un tiempo total de estiramiento de 96 segundos (nuestro estudio) presenta un porcentaje de pérdida de fuerza similar al que presenta el EEP con tan solo 15 segundos (Kay & Blazevich, 2008). Por tanto desde esta perspectiva el AIS podría ser más ventajoso que el EEP ya que el AIS es menos perjudicial para el rendimiento de la fuerza. En nuestra investigación se ha utilizado un tiempo de estiramiento total de 96 segundos sobre un mismo grupo muscular, tal como se suele aplicar en un entrenamiento específico de flexibilidad y no hemos encontrado pérdidas significativas de FI_{MAX} , por lo que no sería perjudicial utilizar esta técnica previa a situaciones deportivas que requieran a la vez grandes rendimientos de fuerza isométrica y grandes ROM. Basándonos en la correlación negativa (entre la pérdida de FI_{MAX} y la duración del estiramiento) obtenida por Kay & Blazevich (2008) y en el posible umbral entre los efectos negativos y los no negativos del EEP situado entre 30-60 segundos, creemos que el tiempo necesario para que se produzcan pérdidas significativas de FI_{MAX} utilizando AIS está por encima del tiempo total utilizado en nuestro estudio (96 s).

Bajo el contexto de este estudio podemos ver como el AIS es efectivo para la mejora del ROM y a su vez no produce efectos significativos sobre la FI_{MAX} . En comparación con el EEP podemos decir que tanto el AIS como el EEP producen mejoras agudas del ROM, pero el AIS no presenta pérdidas significativas de FI_{MAX} con tiempos totales de estiramiento similares a los que sí han llevado a pérdida de FI_{MAX} con EEP.

VII.3. Discusión del tercer estudio

En este estudio se utilizó el mismo protocolo de estiramiento de la técnica AIS que en el primero y segundo estudio, con las mismas series, repeticiones y tiempos de estiramiento, con el fin de evaluar el efecto agudo de la aplicación de estiramientos tal como se aplicarían en una sesión de entrenamiento de flexibilidad con objetivo de mejora del ROM. Concretamente, con este estudio se pretendía evaluar el efecto agudo de la aplicación del AIS en los grupos musculares cuádriceps femoral y tríceps sural sobre la fuerza explosiva y la fuerza explosivo-elástica. Para ello, siguiendo el modelo de Vittori (1990), se evaluó la altura de salto en el SJ como indicativo de fuerza explosiva y la altura de salto en el CMJ como indicativo de fuerza explosivo-elástica.

Respecto al SJ, ambos grupos experimentan una pérdida significativa de altura de salto tras el entrenamiento de flexibilidad con AIS (ver Tabla 12, página 102). Aunque no existen diferencias significativas en el posttest entre ambos grupos (control y tratamiento). El grupo de

tratamiento tiene una pérdida significativa de altura de 2,14 cm (-7,13%) y el grupo control de 1,90 cm (-6,41%). Respecto al CMJ, ambos grupos experimentan una pérdida significativa de altura de salto tras el entrenamiento de flexibilidad con AIS (ver Tabla 12, página 102). Aunque no existen diferencias significativas en el posttest entre ambos grupos (control y tratamiento). El grupo de tratamiento tiene una pérdida significativa de altura de 2,65 cm (-7,22%) y el grupo control de 2,38 cm (-6,46%). Por tanto el hallazgo más importante es que la pérdida de altura de salto en SJ y CMJ tras el entrenamiento de flexibilidad con AIS (tiempo de trabajo de aproximadamente 15 minutos) es similar a la pérdida de altura de salto tras 15 minutos de inactividad. En ambas modalidades de salto las pérdidas de altura son similares. De las dos hipótesis formuladas para este estudio sólo se confirma la segunda ya que se esperaba que se perdiese altura de salto sólo en el CMJ y sin embargo también se pierde altura de salto en el SJ.

La pérdida de altura de salto del grupo control en ambas modalidades de salto puede ser atribuida al efecto del enfriamiento (Robbins & Scheuermann, 2008). El anterior estudio muestra que el grupo control conlleva el mismo decrecimiento en el rendimiento del salto vertical que 90 segundos de EEP (6x15 s EEP) y que puede ser causado por un decrecimiento de la temperatura muscular que ocurre en los sujetos durante el período de descanso. Quince minutos de inactividad puede hacer que la temperatura corporal, la cual había sido aumentada tras un calentamiento de carrera continua de 5 minutos antes del pretest, decrezca (Robbins & Scheuermann, 2008). El efecto del enfriamiento altera el rendimiento muscular, el cual había sido aumentado al incrementar la temperatura durante el calentamiento, causando un decrecimiento del rendimiento en el grupo control después del período de inactividad (Robbins & Scheuermann, 2008). El aumento de la temperatura del músculo hace que aumente la actividad ATPasa, lo cual incrementa el ratio de unión-desunión de puentes-cruzados, produciendo una mejora del rendimiento del salto vertical (Christensen & Nordstrom, 2008), que vuelve a su estado inicial tras el período de inactividad. No obstante un calentamiento excesivo también puede producir fatiga, lo que afectaría negativamente al rendimiento (Christensen & Nordstrom, 2008). Además el músculo posee propiedades tixotrópicas (Axelson, 2004, 2005; Axelson & Hagbarth, 2001, 2003; Hagbarth & Nordin, 1998; Proske & Morgan, 1999; Proske, Morgan & Gregory, 1993). La tixotropía es una propiedad por la cual el músculo adquiere más o menos fricción interna, que es atribuida a la existencia de enlaces moleculares que aparecen o desaparecen según sea el estado previo de contracción o estiramiento (Proske et al., 1993). De modo que el músculo adquiere mayor o menor fricción interna dependiendo de su historia previa

de contracción o estiramiento (Proske & Morgan, 1999; Proske et al., 1993). Lo que lleva a alterar la forma en que la tensión aumenta durante un estiramiento del músculo, tal que cuando el músculo parte del reposo absoluto, el aumento de la tensión es muy brusco, mientras que si previamente realiza una actividad, como estiramientos, el aumento de la tensión es más suave (Axelson, 2004, 2005; Axelson & Hagbarth, 2001, 2003); la tixotropía contribuye a alterar las propiedades pasivas del músculo. Un músculo con más fricción interna puede producir contracciones más deficitarias que si tiene una menor fricción, ya que la fricción disminuye la fluidez interna del músculo y a su vez el músculo antagonista ofrece más resistencia a ser estirado. Este fenómeno se le ha atribuido principalmente a la existencia de puentes-cruzados de actina y miosina que se crean de forma espontánea mientras el músculo está inactivo y que se deshacen al realizar una actividad muscular (Proske & Morgan, 1999) como puede ser un calentamiento o estiramientos. Cuando un músculo se contrae, hay un ciclo activo de unión-desunión de puentes-cruzados para generar fuerza, pero al relajarse algunos puentes cruzados persisten mientras el músculo está en reposo, pero no generan fuerza, y le confieren al músculo pasivo un cierto grado de *stiffness* (Proske, 2006), que dificulta la posterior contracción muscular afectando tanto a músculos agonistas como antagonistas. La tixotropía también afecta a las fibras intrafusales (Proske, 2006), potenciando los mecanismos anteriores que determinan un detrimento en el rendimiento muscular.

En el presente estudio en el grupo de tratamiento se ha observado una pérdida de altura de salto tanto en el SJ (-7,13%) como en el CMJ (-7,22%) tras la aplicación del AIS. Dichas pérdidas de altura de salto son similares a las encontradas en otros estudios precedentes. Cornwell et al. (2002) encuentran una pérdida de altura de salto en el CMJ del 7,4% tras la aplicación de 180 segundos de EEP y Wallmann et al. (2005) encuentran una pérdida de altura de salto en el CMJ del 5,6% aplicando 90 segundos de EEP (3x30 s). Por otro lado Robbins & Scheuermann (2008) evalúan distintos tiempos de EEP sobre la altura de salto en el CMJ con utilización de brazos, encontrando una pérdida de altura de salto al aplicar 90 segundos (6x15 s), mientras que no al aplicar 60 segundos (4x15 s) y 30 segundos (2x15 s) de EEP. Los resultados del anterior estudio muestran que se pueden aplicar hasta 60 segundos de EEP sin afectar significativamente a la capacidad de salto. No obstante, en dicho estudio, se deja un período de descanso de 4 minutos tras la aplicación de los estiramientos, con lo que el sujeto puede recuperarse de los efectos negativos que producen los estiramientos. El citado estudio pone en relevancia la importancia de establecer la relación entre el tiempo de estiramiento y el período de descanso

posterior para que los estiramientos no sean perjudiciales. Hay que destacar que también se ha encontrado que cuando se incluye carrera continua después de los estiramientos no se aprecian pérdidas significativas del rendimiento en el salto (Unick, Kieffer, Cheesman & Feeney, 2005). Con lo que el efecto negativo inmediato de los estiramientos puede ser paliado introduciendo una actividad cíclica, distinta de estiramientos, después de aplicar una técnica de estiramiento. Por lo que el efecto agudo negativo que produce el AIS podría ser disminuido o evitado totalmente si tras su aplicación se realiza una actividad cíclica. Aunque se requiere de estudios con diseños específicos para comprobar dicho fenómeno.

Otros estudios que utilizan técnicas distintas del EEP o la FNP, como dinámico o balístico (Jaggers, Swank, Frost & Lee, 2008; Samuel, Holcomb, Guadagnoli, Rubley & Wallmann, 2008) y EEP con vibración (Cronin et al., 2008; Kinser et al., 2008), consiguen no perjudicar o mejorar el rendimiento del salto. Así se ha recomendado evitar el uso EEP o FNP previo a actividades que requieran de grandes rendimientos de salto (Jaggers et al., 2008; Samuel et al., 2008), y utilizar en su puesto estiramientos dinámicos o combinados con vibración.

En estudios precedentes, que aplican EEP o FNP, se han encontrado resultados mixtos, donde se pierde rendimiento en el CMJ, en el CMJ con utilización de brazos o en el DJ y no en el SJ (Cornwell et al., 2002; Robbins & Scheuermann, 2008; Wallmann et al., 2005; Young & Elliot, 2001), estableciendo que la pérdida del rendimiento en CMJ y DJ puede venir asociada a una disminución del *stiffness* de las unidades mio-tendinosas, que lleva a un detrimento de las acciones que incluyen un CEA. Por lo que en un principio se estableció que el estiramiento con EEP o la FNP pueden ser perjudiciales para acciones que incluyan un CEA como el CMJ, pero no para acciones puramente concéntricas como el SJ (que no incluyen un CEA). Cornwell et al. (2002) encuentran una pérdida de altura de salto en el CMJ pero no en el SJ tras la aplicación de 180 segundos de EEP sobre el tríceps sural de cada pierna, pero a su vez evalúa el *stiffness* activo y encuentra pérdidas significativas aunque muy pequeñas, de modo que no puede atribuir totalmente la pérdida de altura de salto a la disminución del *stiffness* activo. Siguiendo el modelo de Vittori (1990), un detrimento en el CMJ y no en el SJ es debido a una pérdida de la capacidad de almacenamiento y reutilización de energía elástica de las unidades mio-tendinosas, que está directamente relacionada con el *stiffness* (Bojsen-Møller et al., 2005), ya que el CMJ incluye un CEA mientras que el SJ no. En el contexto de nuestro estudio, no se puede atribuir la pérdida de altura de salto a alteraciones de los componentes elásticos de las unidades mio-tendinosas ya que se pierde altura de salto por igual, tanto en el SJ (-7,13%) como en el CMJ (-7,22%), y por tanto

consideramos que alteraciones de los elementos elásticos de las unidades mio-tendinosas no explican totalmente los resultados obtenidos, sólo explicaría una disminución de altura de salto en el CMJ, pero no en ambos (CMJ y SJ).

La pérdida de altura de salto observada en el presente estudio puede ser explicada a través de factores nerviosos más que mecánicos. Ambas modalidades de salto son acción rápidas y explosivas donde la capacidad de sincronización y de reclutamiento instantáneo es un factor de rendimiento importante (Vittori, 1990). Una reducida actividad refleja excitatoria de los husos neuromusculares y una aumentada actividad refleja inhibitoria de los órganos tendinosos de Golgi contribuyen a una disminución de la actividad de las motoneuronas-alfa que deriva en una reducida capacidad de contracción muscular explosiva. El carácter rítmico del estiramiento implica que los husos neuromusculares estén constantemente adaptándose a una nueva longitud muscular ocasionando fatiga de las fibras intrafusales y disminuyendo la actividad del reflejo de estiramiento (Avela et al., 1999). Cuando se da una contracción muscular explosiva al mismo tiempo que se activan las motoneuronas-alfa, también lo hacen las motoneuronas-gamma que actúan contrayendo los extremos de las fibras intrafusales de forma que se estira la porción receptora de los husos neuromusculares y activa el reflejo de estiramiento para reclutar un mayor número de motoneuronas-alfa consiguiendo una activación extra de fibras extrafusales, por lo que si se altera la actividad del reflejo de estiramiento, el fenómeno de coactivación α - γ puede verse perjudicado (Avela et al., 1999). Por consiguiente también puede verse alterado el patrón de reclutamiento de unidades motoras, perdiendo coordinación intramuscular, que no puede ser suplida por otros mecanismos ya que las acciones de salto son explosivas, lo que conlleva un pérdida de altura de salto. Un decrecimiento en la actividad de las motoneuronas-alfa también puede ser causada por una elevada respuesta aguda inhibitoria de los órganos tendinosos de Golgi al estiramiento (Cornwell et al., 2002; Guissard et al., 2001), que limita la posterior producción de fuerza.

En resumen, nuestro estudio muestra que se produce una pérdida de altura de salto tanto en CMJ como en SJ. Que puede ser debida a una reducida actividad de las motoneuronas-alfa más que a alteraciones de los componentes elásticos de las unidades mio-tendinosas.

VII.4. Discusión global

Los estiramientos, en el ámbito de la actividad física y el deporte, son comúnmente utilizados para la mejora del ROM (Decoster et al., 2004; López-Bedoya et al., 2007; Robles, López-Bedoya, Vernetta & Sánchez, 2008; Sands et al., 2006), para la prevención de lesiones (Andersen, 2005; Thacker, Gilchrist, Stroup & Kimsey, 2004; Witvrouw, Mahieu, Danneels & McNair, 2004; Woods et al., 2007), para los calentamientos (ACSM, 1998; Andersen, 2005; Mattes, 1996; Woods et al., 2007), para la vuelta a la calma (ACSM, 1998; Andersen, 2005; Mattes, 1996) y para la mejora de rendimiento (Rubini et al., 2007; Shrier, 2004, 2008). Siendo este último aspecto muy importante en el alto nivel deportivo.

La mejora del rendimiento puede estar relacionada con dos elementos distintos. Primero, el rendimiento puede ser aumentado a través de una mejora del ROM en deportes como gimnasia artística y rítmica, natación sincronizada y patinaje artístico (Sands et al., 2008) donde un factor de rendimiento es la ejecución de acciones dinámicas y posiciones estáticas que requieren de grandes ROM. Siendo muy importante tanto la mejora a largo plazo como la mejora aguda del ROM, ya que incluyen estiramientos prolongados y máximos tanto en sesiones específicas de entrenamiento como en los calentamientos previos al entrenamiento o a la competición. Y segundo, el rendimiento también puede ser aumentado a través de una posible mejora de las manifestaciones de la fuerza o la potencia tras la aplicación de estiramientos, aspecto que ha sido abordado en varias ocasiones utilizando distintas técnicas de estiramiento, pero no utilizando AIS.

Bajo esta perspectiva se realizaron los estudios incluidos en esta tesis. En el primer estudio se evaluó el efecto a largo plazo del AIS en comparación con otras dos técnicas muy populares en el ámbito del entrenamiento de la flexibilidad (EEP y HR). Para ello se aplicaron las tres técnicas a tres grupos de sujetos y se evaluó su ROM antes y después de 18 sesiones de entrenamiento (nueve semanas, dos veces por semana). Encontrando que el AIS produce mejoras a largo plazo del ROM pasivo similares a las otras dos técnicas utilizadas, aunque hay indicios que apuntan a que el EEP puede ser más efectivo para la mejora del ROM pasivo que el AIS y el HR. Sin embargo, el AIS no produce mejora a largo plazo del ROM activo mientras que el EEP sí. En el segundo estudio se evaluó el efecto agudo del AIS sobre el ROM y la FI_{MAX} . Para ello se evaluaron las mencionadas variables dependientes inmediatamente antes e inmediatamente después de aplicar el AIS sobre la musculatura isquiotibial. Encontrando que se producen

mejoras agudas de ROM pasivo y del ROM activo, siendo más efectivo para la mejora del ROM pasivo. Estos resultados fueron acompañados de una pérdida de FI_{MAX} aunque no significativa, pero hay indicios que apuntan a que si el tiempo total de estiramiento hubiese sido mayor se hubiese producido una mayor pérdida de FI_{MAX} en el grupo de tratamiento. Y en el tercer estudio se evaluó el efecto agudo del AIS sobre la altura de salto del SJ y el CMJ. Para ello se evaluó la altura de salto en SJ y CMJ inmediatamente antes e inmediatamente después de aplicar el AIS sobre cuádriceps femoral y tríceps sural. Obteniendo pérdidas agudas de altura de salto en ambas modalidades de salto tanto en el grupo control como en el de tratamiento. Con lo que los estiramientos con AIS pueden perjudicar las acciones y movimientos explosivos del mismo modo que lo hace el enfriamiento posterior a una actividad.

En nuestros estudios se han aplicado estiramientos tal como se aplicarían en una sesión específica de entrenamiento de flexibilidad, con un calentamiento previo. Hemos observado que mejoran el ROM a largo plazo y que disminuyen de forma aguda ciertas manifestaciones de la fuerza. Centrándonos en el efecto agudo de los estiramientos sobre la fuerza, hay que destacar: que cuando los estiramientos se aplican con objetivo de mejora de la flexibilidad (estiramientos máximos y con tiempos prolongados) se aprecian pérdidas de fuerza y potencia (Cornwell et al., 2002; Herda et al., 2008; Kay & Blazevich, 2008; McHugh & Nesse, 2008; Ogura et al., 2007; Power et al., 2004; Robbins & Scheuermann, 2008; Siatras et al., 2008; Wallmann et al., 2005; Zakas, Doganis, Papakonstandinou, Sentelidis & Vamvakoudis, 2006a; Zakas, Galazoulas, Doganis & Zakas, 2006b; entre otros); que cuando los estiramientos se aplican con objetivo de calentamiento (submáximos y de corta duración) no afectan negativamente a la fuerza (Kay & Blazevich, 2008; Ogura et al., 2007; Robbins & Scheuermann, 2008; Siatras et al., 2008; Zakas et al., 2006a, 2006b; entre otros); y que los efectos negativos de los estiramientos sobre las manifestaciones de la fuerza pueden ser paliados realizando una actividad cíclica posterior (Unick et al., 2005) o simplemente utilizando técnicas de estiramiento que no han producido pérdidas agudas de fuerza (Bacurau et al., 2009; Cronin et al., 2008; Herda et al., 2008; Jagers et al., 2008; Kinser et al., 2008; Manoel et al., 2008; Samuel et al., 2008; Yamaguchi & Ishii, 2005; Yamaguchi et al., 2007; entre otros).

CAPÍTULO VIII. Conclusiones, aplicaciones prácticas y perspectivas futuras

VIII.1. Conclusiones del primer estudio

Las conclusiones obtenidas a partir del primer estudio son las siguientes:

- Las tres técnicas utilizadas (HR, AIS y EEP) mejoran por igual el ROM pasivo tras un período de entrenamiento de 2 sesiones por semana durante 9 semanas sobre la musculatura isquiotibial.
- Tras un período de entrenamiento de 2 sesiones por semana durante 9 semanas sobre la musculatura isquiotibial, el HR y el AIS no producen mejora a largo plazo del ROM activo mientras que el EEP sí produce mejoras significativas.

VIII.2. Conclusiones del segundo estudio

En función de los resultados obtenidos en el segundo estudio se concluye que:

- Cuatro series de 12 repeticiones de AIS aplicadas sobre la musculatura isquiotibial son efectivas sobretudo para la mejora aguda del ROM pasivo. Aunque el AIS también es efectivo para la mejora aguda del ROM activo.
- La aplicación aguda del AIS sobre la musculatura isquiotibial (4 series de 12 repeticiones) no produce alteraciones significativas de la FI_{MAX} en flexión de rodilla a 120°.

VIII.3. Conclusiones del tercer estudio

Las conclusiones del tercer estudio son las siguientes:

- La aplicación del AIS sobre cuádriceps femoral y tríceps sural (4 series de 12 repeticiones en cada grupo muscular) afectan de forma negativa a la capacidad de salto vertical durante un SJ. La fuerza explosiva se ve afectada de forma negativa.
- El AIS aplicado sobre cuádriceps femoral y tríceps sural (4 series de 12 repeticiones en cada grupo muscular) afecta negativamente a la fuerza explosivo-elástica. La altura de salto durante el CMJ disminuye tras el entrenamiento.

VIII.4. Aplicaciones prácticas

Como consecuencia de las conclusiones anteriores, deberíamos considerar las siguientes recomendaciones:

- Evitar realizar estiramientos con objetivo de mejora del ROM en los calentamientos previos al entrenamiento y sobretodo previos a la competición, a no ser que se haga alguna actividad cíclica antes de la actividad principal del entrenamiento/competición o se utilicen técnicas que no producen efectos agudos negativos. Los estiramientos máximos producen pérdida aguda de rendimiento en movimientos que implican un ciclo de estiramiento_acortamiento (CEA).
- Realizar sesiones específicas de estiramientos con objetivo de mejora del ROM, para así evitar hacerlo durante el calentamiento. En caso de sesiones de entrenamiento de objetivo múltiple realizar los estiramientos en la última parte del entrenamiento dentro de la parte principal.
- Los resultados del primer estudio indican que las tres técnicas aplicadas (HR, AIS y EEP) mejoran el ROM pasivo, mientras que solamente el estiramiento estático pasivo (EEP) mejora el ROM activo. Si lo que se pretende es la mejora del ROM pasivo, el uso de cualquiera de las técnicas indicadas es efectiva.
- Existen determinados deportes con un alto grado de componente estético, donde la técnica está ligada a un importante ROM como por ejemplo la gimnasia artística, la gimnasia acrobática, la gimnasia aeróbica y el patinaje artístico entre otros. Estos requieren determinados movimientos gimnásticos, imprescindibles para la composición de los ejercicios gimnásticos, en los que prevalece el ROM activo sobre el pasivo, por lo que necesitaremos técnicas de estiramiento que puedan mejorar tanto el ROM pasivo como el activo. A juzgar por las evidencias de los resultados del primer estudio podemos aconsejar que el EEP es mejor técnica de estiramiento para mejorar el ROM activo y pasivo que el HR y el AIS.
- El segundo estudio indica que el AIS mejora de forma aguda el ROM activo y pasivo, pero no produce alteraciones en la fuerza máxima isométrica, por lo que no sería perjudicial utilizar esta técnica previa a situaciones deportivas que requieran a la vez grandes rendimientos de fuerza isométrica y grandes ROM.

VIII.5. Perspectivas futuras

Los estudios que se muestran en esta tesis constituyen el primer paso en la investigación en relación a la técnica *Active Isolated Stretching* (AIS). Por ello, en estos trabajos se evaluaron variables dependientes con una aplicación práctica muy directa y de fácil medición y acceso. Este primer paso ha consistido básicamente en comprobar si los estiramientos afectan al ROM o a la fuerza. Sin embargo, evaluar simplemente el ROM o la fuerza nos proporcionan limitada información sobre las causas de la mejora del ROM y de la pérdida de fuerza. Por lo que las futuras investigaciones irán más encaminadas hacia la búsqueda de las causas de la mejora del ROM o la pérdida de fuerza y no solamente hacia la comprobación de si los estiramientos producen mejora sobre dichas cualidades. Los estudios del porqué se mejora el ROM o se pierde fuerza tras la aplicación de los estiramientos supone un paso adelante en la continuidad de esta línea de investigación.

De ahí que para enriquecer las conclusiones obtenidas en nuestros estudios, se deberían de abarcar las siguientes cuestiones en trabajos futuros:

- Incorporar, junto a la evaluación del ROM y la fuerza, otras variables dependientes evaluadas con instrumental más sofisticado y complejo, con el fin de indagar en la búsqueda de las causas de la mejora del ROM o de la fuerza tras la aplicación de la técnica de estiramiento AIS.
- Siguiendo la tendencia de otras investigaciones realizadas en torno a otras técnicas como el EEP o la FNP, se pretende evaluar las propiedades mecánicas pasivas musculares utilizando máquinas isocinéticas, ecografías de alta resolución u otras técnicas más invasivas como galgas extensométricas o técnicas basadas en fibra óptica para estudiar las propiedades del tejido tendinoso.
- Evaluar propiedades eléctricas y reflejas utilizando mecanomiografía, electromiografía y utilizando metodologías para la evaluación de reflejos neuromusculares tales como el reflejo-H.
- Realizar investigaciones orientadas a encontrar los tiempos óptimos de estiramiento para conseguir aunar una buena mejora del ROM sin afectar a la pérdida de fuerza o de otras variables de rendimiento.

- Plantear diseños experimentales orientados hacia la obtención de detalles relativos a la planificación del entrenamiento de flexibilidad, el tiempo ideal de estiramiento, número óptimo de repeticiones, los descansos entre series, repeticiones y sesiones, la supercompensación, la temporalidad de las adaptaciones, etc.
- Investigar sobre el efecto del AIS sobre otras variables de rendimiento como el equilibrio, la resistencia muscular, la velocidad, la economía gestual, la velocidad y tiempo de reacción, la percepción espacial de los segmentos o cinestesia, entre otras.

ANEXOS

ANEXO I: Hoja de información



Grupo de Investigación CTS-171:
Análisis y evaluación de la Actividad Físico-Deportiva
Departamento de Educación Física y Deportiva
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte
Universidad de Granada

**HOJA de INFORMACIÓN**

PROYECTO: Efecto agudo y a largo plazo de la técnica *Active Isolated Stretching* sobre el rango de movimiento y la fuerza.

Estudio experimental 1. Estudio experimental 2. Estudio experimental 3.

Información referente a los siguientes aspectos del proyecto:

1. **Objetivo:** Evaluar los beneficios de los estiramientos en el deporte y la actividad física sobre la ganancia de la flexibilidad y la mejora de las distintas manifestaciones de la fuerza. Valorar la importancia y el papel de los estiramientos en el calentamiento previo a la actividad física.
2. **Metodología utilizada:** Los sujetos participarán en uno de los tres estudios experimentales. En dichos estudios los sujetos se someterán a evaluaciones del rango de movimiento y de la fuerza, antes y después de un entrenamiento específico. Para evaluar el rango de movimiento (flexibilidad) se utilizarán técnicas fotogramétricas. Para evaluar las manifestaciones de la fuerza se utilizarán técnicas dinamométricas y se aplicarán test de saltos. El tratamiento consistirá en la aplicación de una de las técnicas de estiramiento, en algunos casos sólo se aplicará en un día y en otros el tratamiento se prolongará en el tiempo (se especificará en que caso se encuentra cada sujeto, ver inicio del documento).
3. **Temporización:** La dedicación al proyecto dependerá del grupo experimental en el que se encuentre. Si se encuentra en el grupo experimental 1 la dedicación será de aproximadamente 40 minutos al día, dos días en semana (martes y jueves) durante 10 semanas. Si se encuentra en el grupo experimental 2 ó 3 la dedicación será de aproximadamente 40 minutos durante dos o tres días, respectivamente.
4. **Beneficios del estudio:** El colaborador no recibirá ninguna aportación económica. El beneficio que obtendrá será aquel derivado del conocimiento adquirido como producto del estudio (técnicas y metodologías utilizadas). También tendrá acceso a los resultados globales y los suyos en particular pero no a los del resto de participantes.
5. **Incomodidades y riesgos derivados del estudio:** Toda la intervención será realizada y supervisada por especialistas en el ámbito de las ciencias de la actividad física y el deporte. Todas las pruebas evaluadas están basadas en movimientos que los practicantes de actividad física están habituados a realizar (posiciones de estiramiento y gestos donde se aplica fuerza). Se trata de pruebas no invasivas y no extenuantes, que se suelen utilizar en proyectos en los que se evalúan cualidades físicas.
6. **Posibles acontecimientos adversos:** no se prevé ningún acontecimiento adverso, más allá de los propios de la práctica de actividad física. En cualquier caso la intervención será mediatizada por la aparición de dolor.
7. **Voluntariedad:** El participante lo hace de forma voluntaria, pudiéndose retirar del estudio en cualquier momento.
8. **Confidencialidad:** Los datos obtenidos pertenecen tan solo a la persona voluntaria y al entorno investigador, manteniéndose siempre la más estricta confidencialidad. Para ello los sujetos se identificarán con códigos y la información sensible será restringida a los investigadores del proyecto. En las publicaciones no se revelarán los nombres de los sujetos ni se darán indicios que lleven a su identificación.
9. **Contacto:** para cualquier duda o problema contactar con el investigador principal.

Jesús López Bedoya

958244383

Jesús López Bedoya, F.C.C.A.F.D., Carretera de Alfacar s/n - C.P.: 18011 - GRANADA
Tlf: 958244383; Fax: 958244369; e-mail: jlopezb@ugr.es

ANEXO II: Instrucciones para participación



Grupo de Investigación CTS-171:
Análisis y evaluación de la Actividad Físico-Deportiva

Departamento de Educación Física y Deportiva
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte
Universidad de Granada



INSTRUCCIONES para PARTICIPACIÓN

PROYECTO: Efecto agudo y a largo plazo de la técnica *Active Isolated Stretching* sobre el rango de movimiento y la fuerza.

Los participantes o sujetos experimentales deberán cumplir las siguientes instrucciones, relacionadas principalmente con la indumentaria, para la correcta colaboración en el proyecto:

1. Acudir al lugar de evaluación como mínimo 2 horas después de la última comida, para lo que se establece la hora a las 11:00 de la mañana.
2. La evaluación de la flexibilidad requiere marcar sobre la piel humana con marcadores epidérmicos; de ahí que se exija el empleo de ropa ajustada, que deje libre la mayor parte de la piel humana, y que permita colocar marcadores directamente sobre la piel, en extremidades inferiores. Esta indumentaria también es necesaria para la evaluación antropométrica básica (peso y talla). Por tanto se requerirá bañador o ropa interior ajustada.
3. Para la evaluación de fuerza y durante el entrenamiento se requiere ropa deportiva cómoda que permita una movilidad articular total, a ser posible utilizar pantalón corto y camisa de tirante o de mangas cortas. No olvidad traer un chándal u otra prenda de vestir cómoda, fácil de quitar y poner para cuando no se requiera la utilización de marcadores epidérmicos.
4. Durante el calentamiento y los test de saltos se requiere el uso de zapatillas de deporte, sin embargo las evaluaciones de fuerza isométrica y de flexibilidad se realizan sin zapatillas (descalzo) y sin calcetín. El pavimento y equipamiento utilizado es óptimo para permanecer descalzo.
5. No aplicarse cremas ni ceras sobre la piel, fundamentalmente en las extremidades inferiores, para permitir una mejor fijación de los marcadores y adhesivos epidérmicos.

ANEXO III: Hoja de consentimiento informado



Grupo de Investigación CTS-171:
Análisis y evaluación de la Actividad Físico-Deportiva

Departamento de Educación Física y Deportiva
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte
Universidad de Granada

**HOJA de CONSENTIMIENTO informado**

PROYECTO: Efecto agudo y a largo plazo de la técnica *Active Isolated Stretching* sobre el rango de movimiento y la fuerza.

Yo D/D^a.....

Con DNI:.....

Declaro bajo mi juramento y responsabilidad:

1. Que D. Jesús López Bedoya (en adelante el investigador principal), Profesor Titular de la Universidad de Granada, ha solicitado mi participación en el proyecto del grupo de investigación CTS-171. Cuyo nombre de proyecto es "Efecto agudo y a largo plazo de la técnica *Active Isolated Stretching* sobre el rango de movimiento y la fuerza".
2. Que participo en el estudio de forma libre y voluntaria.
3. Que he sido informado de los objetivos del estudio.
4. Que he sido informado de forma detallada de las pruebas que voy a realizar.
5. Que he podido preguntar y aclarar todas las dudas sobre las pruebas a realizar y sobre el estudio en general antes de firmar mi consentimiento, y que después del consentimiento seguiré informado de cualquier pregunta sobre el proyecto o sobre mi colaboración por el investigador principal.
6. Que soy consciente y he sido informado de los posibles riesgos que conlleva la realización de las pruebas que voy a realizar durante el estudio.
7. Que tengo conocimiento de los posibles beneficios de mi participación en el estudio.
8. Que tengo conocimiento de que se publicarán los resultados pero sin revelar mi nombre o identidad y sin aportar posibles alusiones que me puedan identificar. Mis datos estarán protegidos y se me garantiza la confidencialidad de los mismos mediante la utilización de códigos identificativos y restringiendo el acceso a la información sensible y la información visual (fotografías, vídeos, etc).
9. Que me han informado de que no recibiré compensación económica alguna por mi colaboración.
10. He leído la información anterior así como la "hoja de información" y las "instrucciones para participar". Me han explicado el tipo, necesidades, riesgos y beneficios del proyecto. Acepto asumir los riesgos que conlleva sabiendo que puedo retirar el consentimiento en cualquier momento sin penalizaciones ni pérdida de beneficios, si lo considero oportuno y sin dar explicaciones.

En Granada a de de 20__

Firma del participante

Firma del investigador principal

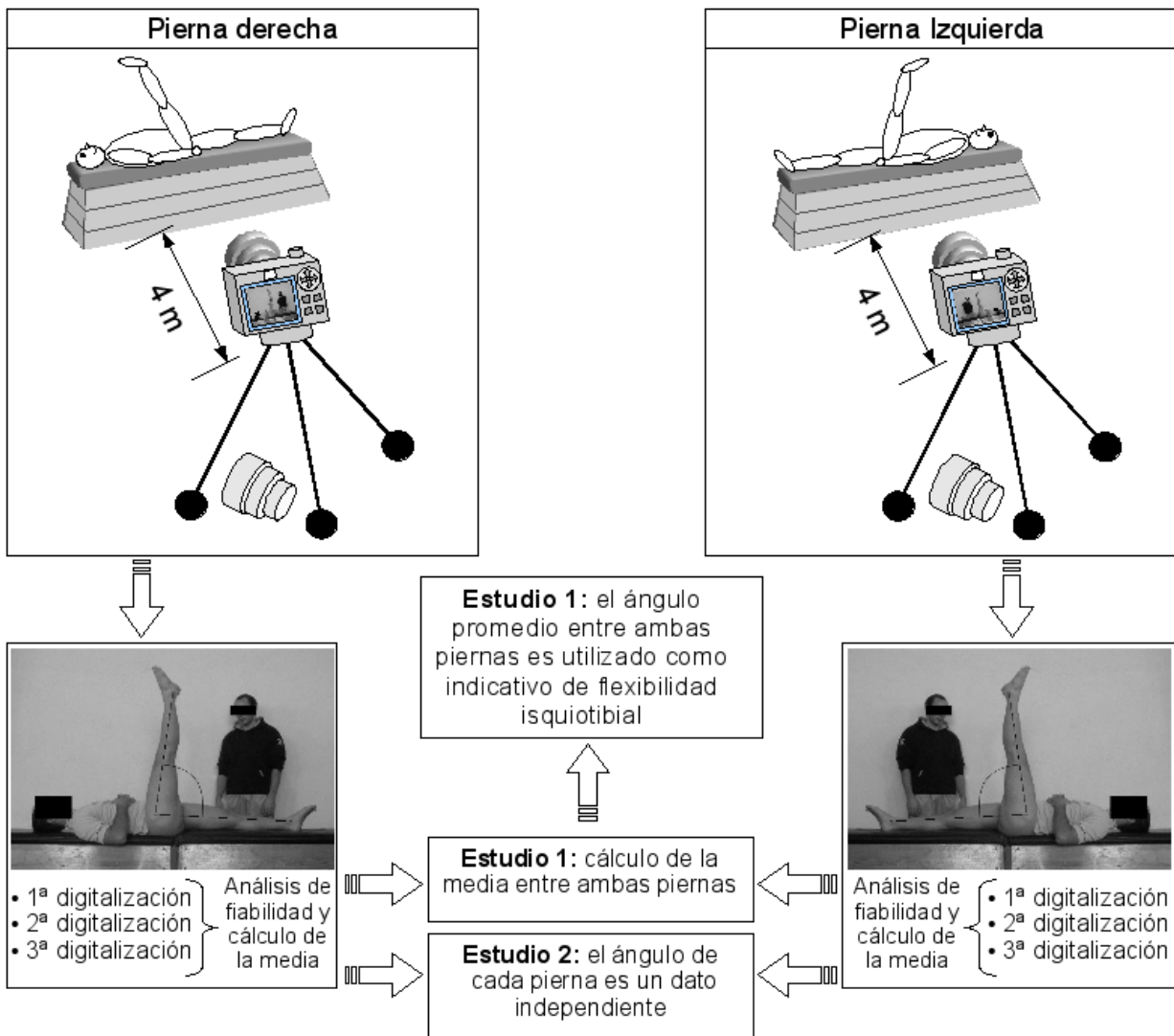
Fdo:.....

Fdo:.....

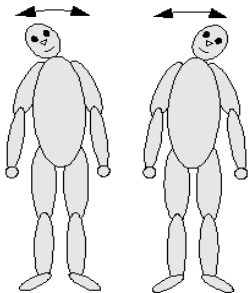
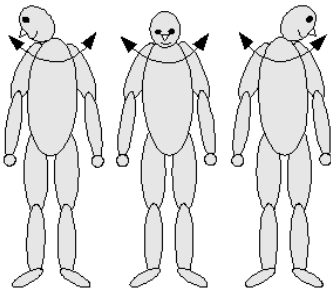
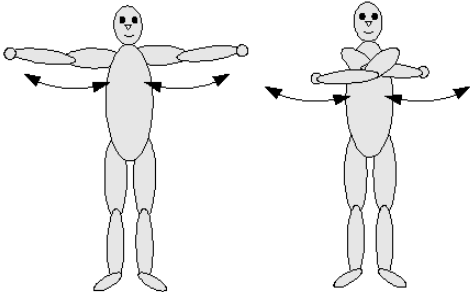
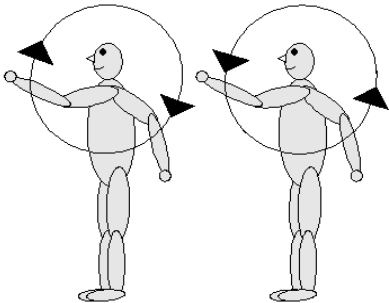
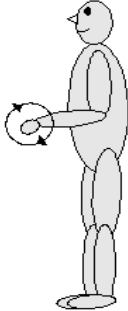
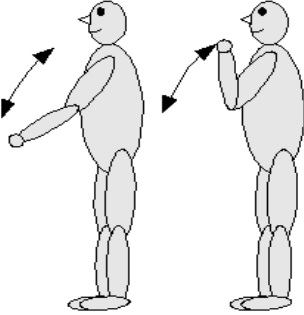
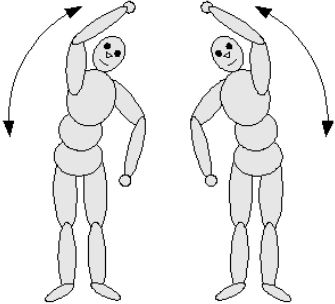
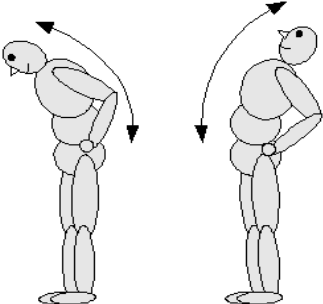
Jesús López Bedoya, F.C.C.A.F.D., Carretera de Alfacar s/n - C.P.: 18011 - GRANADA
Tlf: 958244383; Fax: 958244369; e-mail: jlopezb@ugr.es

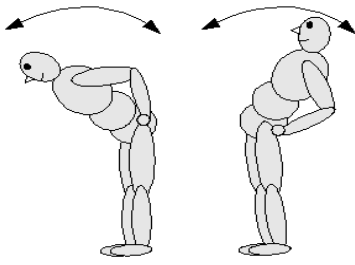
ANEXO IV: Proceso de digitalización de puntos anatómicos

La ilustración que acompaña este anexo representa como se realizaron las fotografías y cuál fue el proceso de digitalización de las mismas para obtener el ángulo representativo de la flexibilidad isquiotibial para el Estudio 1 y para el Estudio 2. Primero se tomaron las fotografías de cada pierna durante el test de evaluación, se digitalizaron tres veces cada fotografía, se realizaron pruebas de fiabilidad y se calculó la media de los tres ángulos obtenidos de cada fotografía. En el Estudio 1 se realizó la media entre pierna derecha y pierna izquierda para obtener el ángulo final y en el Estudio 2 se utilizaron los ángulos obtenidos de cada pierna por separado, ya que una pierna era el grupo de tratamiento y la otra el grupo control.

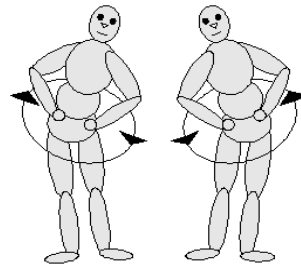


ANEXO V: Movilidad articular para calentamiento

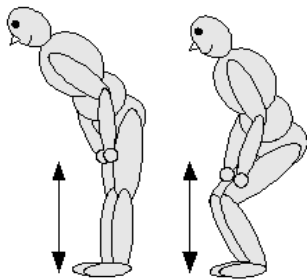
 <p>Cuello: flexión lateral izquierda y flexión lateral derecha. Diez repeticiones.</p>	 <p>Cuello: circunducción sin pasar por la hiperextensión, de izquierda a derecha y viceversa. Diez repeticiones</p>
 <p>Hombros: desde abducción en 90° de brazos, pasar a cruzarlos por delante y viceversa. Diez repeticiones. Ambos hombros son movilizados simultáneamente.</p>	 <p>Hombros: circunducción con codos semiflexionados. Diez repeticiones adelante y diez atrás. Se realiza de forma simultanea con ambos hombros.</p>
 <p>Muñecas: circunducción de muñeca. Diez repeticiones en cada sentido. Se realiza de forma simultanea con ambas muñecas</p>	 <p>Codos: flexo-extensión de codos. Diez repeticiones. Simultáneamente con ambos brazos.</p>
 <p>Tronco: flexión lateral de tronco con brazo contrario en abducción y codo semiflexionado. Diez repeticiones a cada lado.</p>	 <p>Tronco: flexo-extensión de tronco. Diez repeticiones adelante y diez atrás.</p>



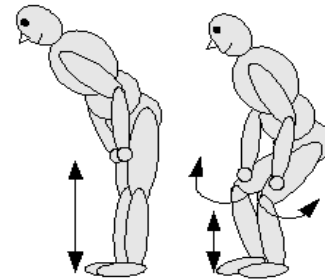
Cadera: flexo-extensión de cadera. Diez repeticiones adelante y diez atrás.



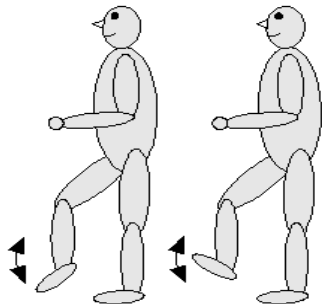
Cadera: circunducción de cadera. Diez repeticiones en cada sentido.



Rodillas: flexo-extensión de rodillas de forma simultánea. Diez repeticiones.



Rodillas: flexo-extensión de rodillas de forma simultánea, separando las rodillas al flexionar y juntándolas al extender.



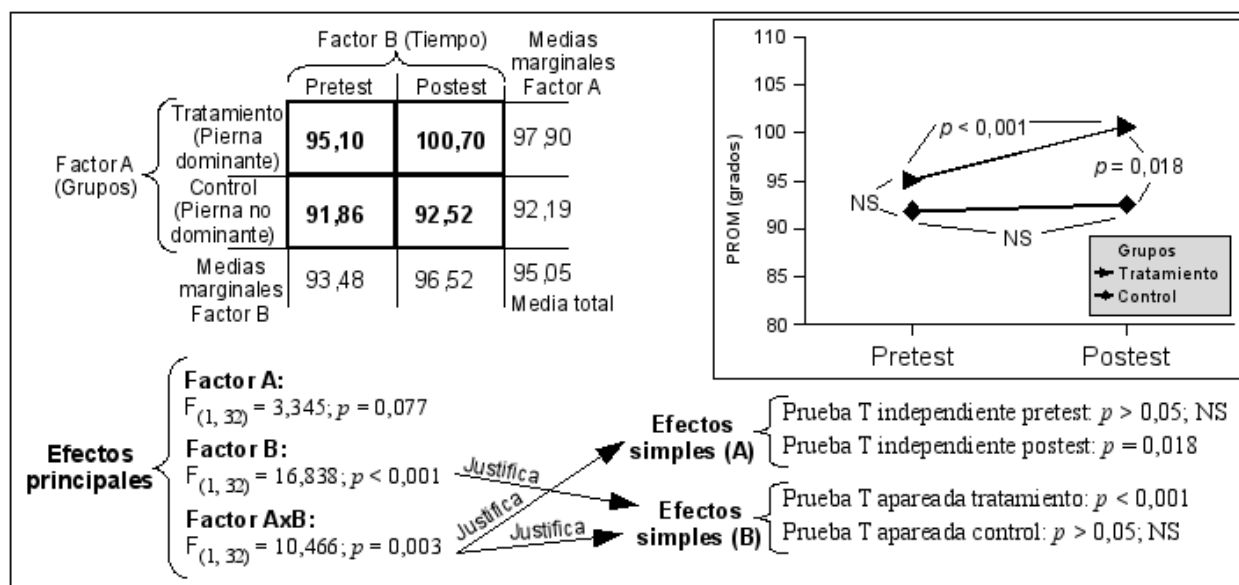
Tobillo: flexoextensión de tobillo. Diez repeticiones.



Tobillo: circunducción de tobillo. Diez repeticiones en cada sentido.

ANEXO VI: Efectos principales y efectos simples del ANOVA factorial

Este anexo está basado en dos manuales de estadística (Sheskin, 2004; Vincent, 1999) que ilustran los pasos a seguir en la interpretación de un ANOVA factorial. Como ejemplo se utilizarán los datos de flexibilidad pasiva del estudio II. La ilustración que acompaña el anexo muestra que tenemos dos factores y para evaluar el efecto de ellos sobre la variable dependiente (ROM pasivo) se aplica un ANOVA factorial con medidas repetidas en el factor tiempo. Primeramente se evalúan los efectos principales de cada factor y de la interacción. El valor de F para el efecto principal del factor A es un ANOVA simple entre las medias marginales del factor A. El valor de F para el efecto principal del factor B es un ANOVA simple entre las medias marginales del factor B. El valor de F para el efecto principal de la interacción es una ANOVA entre las pendientes de las líneas del gráfico de perfil. Si no son significativos los valores de F el análisis acaba y se concluye que ningún factor afecta a la variable dependiente. Si es significativo el efecto principal del factor A (grupos), indica que las diferencias de las medias marginales son significativas y por tanto que los grupos responden de forma diferente al entrenamiento. Estaría justificado el análisis de los efectos simples, que nuestro ejemplo serían una prueba T para muestra independientes entre los grupos en cada nivel del factor tiempo (con ajuste de Bonferroni). Sin embargo el valor de F en nuestro ejemplo no es significativo, de modo que en ausencia de interacción significativa no estaría justificado el análisis de efectos simples. El significativo efecto principal del factor B indica que las medias marginales son significativamente diferente, i. e. el entrenamiento mejora el ROM pasivo. Estaría justificado el análisis de los efectos simples mediante pruebas T para muestras apareadas entre pretest y postest para cada nivel del factor grupos (con ajuste de Bonferroni). La significativa interacción (AxB) indica que los grupos responden de forma diferente al entrenamiento y justifica el análisis de todos los efectos simples. Si los niveles de los factores son iguales o mayores a 3, el análisis de efectos principales incluiría test “pos hoc” o “a posteriori”.

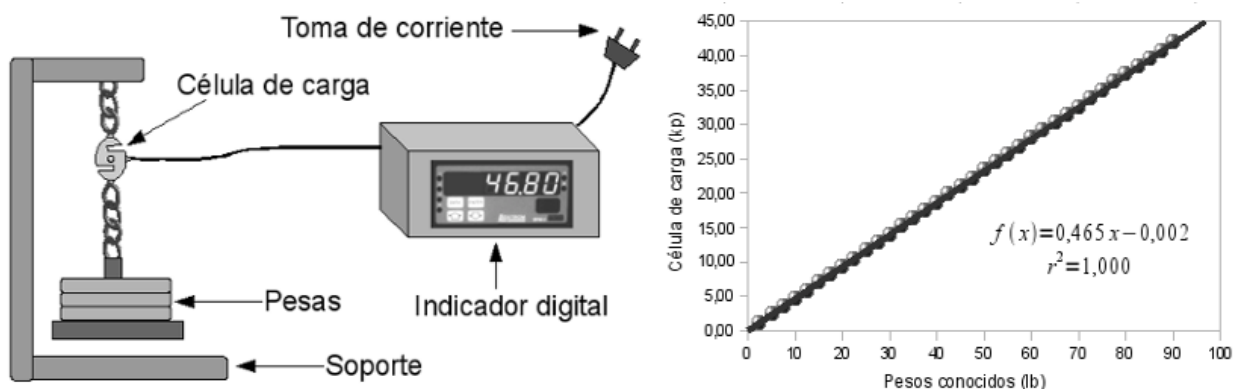


ANEXO VII: Control de la Fuerza FCAFD

El control de la Fuerza FCAFD es un sistema para la evaluación de fuerza isométrica basado en célula de carga. Dicho sistema fue ideado por el Grupo de Investigación CTS-171 y montado por un consorcio de empresas con más de 20 años de experiencia en el automatismo industrial (GRUPO AKRON, formado por AKRON ELECTRONICA S.L. y por AUTOMATISMOS Y CONTROL S.L., consultar en <http://akron.asocianet.com>) a partir de las instrucciones y necesidades del citado grupo de investigación. El sistema consta principalmente de los siguientes componentes:

- Banco estándar de musculación al que se añadieron y modificaron algunos componentes para mejorar su funcionalidad. Dicho banco es adaptable para evaluar los grupos musculares principales.
- Una célula de carga (Utilcell, modelo 650, Técnicas de Electrónica y Automatismos, S.A., Barcelona, España, <http://www.utilcell.es/>).
- Indicador digital programable (Lexitron, DPM-3, Electrónica Guerra y Miró Guemisa S.L., Madrid, España, <http://www.guemisa.com/>).
- Otros accesorios, como una carcasa estándar y cableado, para integrar la célula de carga con el indicador digital programable.

En la siguiente figura se muestra un esquema del sistema y una gráfica que muestra los datos obtenidos del test que se realizó previamente a la investigación. Dicho test consistió en evaluar pesos conocidos dentro de un rango suficientemente grande donde se encontrarán todas las medidas de fuerza máxima isométrica realizadas. El sistema mide la fuerza en kilopondios (kp) con una resolución o cambio más pequeño detectable de 0,01 kp (0,098 N). Para su conversión a newton (N) se utilizó la siguiente equivalencia: 1 kp = 9,80665 N.



REFERENCIAS

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, S. P., Halkjær-Kristensen, J. & Dyhre-Poulsen, P. (2000). Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 89, 2249-2257.
- Abellaneda, S., Guissard, N. & Duchateau, J. (2005). Effects of passivestretching on the muscle-tendon unit. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Suplemento 1, 5-6.
- Abellaneda, S., Guissard, N. & Duchateau, J. (2007). Changes in muscle-tendon characteristics during stretching with the "contract-relax" method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 10(1), 153-154.
- Abellaneda, S., Guissard, N. & Duchateau, J. (2009). The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. *Journal of Applied Physiology*, 106, 169-177.
- Acosta, J., López-Bedoya, J. & Vernetta, M. (1998). Mejora del Spagat Frontal aplicando métodos de FNP y técnicas de electroestimulación y biofeedback. En M. Vernetta, J. López-Bedoya & P. Panadero (Eds.), *Novedades en Actividades Gimnásticas* (pp. 127-130). Granada: Editores.
- Adler, S. S., Berkers, D. & Buck, M. (2002). *La Facilitación Neuromuscular Propioceptiva en la práctica. Guía ilustrada*. Buenos Aires: Editorial Panamericana.
- Alter, M. J. (1990). *Los estiramientos. Bases científicas y desarrollo de los ejercicios*. Barcelona: Editorial Paidotribo.
- Alter, M. J. (1998). *Sport Stretch - 311 Stretches for 41 Sports (2ª Ed.)*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Alter, M. J. (2004). *Science of Flexibility (3ª Ed.)*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- American College of Sports Medicine [ACSM] (1998). American College of Sports Medicine position stand. The recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(6), 978-991.
- Amtmann, J. & Cotton, A. (2005). Strength and conditioning for judo. *Strength and Conditioning Journal*, 27(7), 26-31.
- Andersen, J. C. (2005). Stretching before an after exercise: effect on muscle soreness and injury risk. *Journal of Athletic Training*, 40(3), 218-220.
- Anderson, B. (1994). *Cómo rejuvenecer el cuerpo estirándose*. Barcelona: Integral Ediciones.
- Ariza, J. C. (2004). La fuerza relativa como variable de pronosticación del rendimiento deportivo en gimnasia artística. *KRONOS, la Revista Universitaria de la Educación Física y el Deporte*, 6, 60-73.
- Atkinson, G. & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 26(4), 217-238.
- Avela, J., Kyröläinen, H. & Komi, P. V. (1999). Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology*, 86(4), 1283-1291.

- Axelsson, H. W. (2004). Human motor compensations for thixotropy-dependent changes in muscular resting tension after moderate joint movements. *Acta physiologica Scandinavica*, 182(3), 295-304.
- Axelsson, H. W. (2005). Signs of muscle thixotropy during human ballistic wrist joint movements. *Journal of Applied Physiology*, 99(5), 1922-1929.
- Axelsson, H. W. & Hagbarth, K. E. (2001). Human motor control consequences of thixotropic changes in muscular short-range stiffness. *The Journal of Physiology*, 535(1), 279-288.
- Axelsson, H. W. & Hagbarth, K. E. (2003). Human motor compensations for thixotropy-dependent changes in resting wrist joint position after large joint movements. *Acta physiologica Scandinavica*, 179(4), 389-398.
- Ayala, F. & Sainz de Baranda, P. (2010). Efecto agudo del estiramiento sobre el sprint en jugadores de fútbol de división de honor juvenil. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 18(6), 1-12.
- Bacurau, R. F. P., Monteiro, G. A., Ugrinowitsch, C., Tricoli, V., Cabral, L. F. & Aoki, M. S. (2009). Acute effect of a ballistic and a static stretching exercise bout on flexibility and maximal strength. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 304-308.
- Balnave, C. D., Davey, D. F. & Allen, D. G. (1997). Distribution of sarcomere length and intracellular calcium in mouse skeletal muscle following stretch-induced injury. *The Journal of Physiology*, 502(11), 649-659.
- Bandy, W. D. & Irion, J. M. (1994). The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *Physical Therapy*, 74(9), 845-850; discussion 850-2.
- Bandy, W. D., Irion, J. M. & Briggler, M. (1997). The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Physical Therapy*, 77(10), 1090-1096.
- Baudry, S. & Duchateau, J. (2004). Postactivation potentiation in human muscle is not related to the type of maximal conditioning contraction. *Muscle & Nerve*, 30(3), 328-336.
- Bazett-Jones, D. M., Winchester, J. B. & McBride, J. M. (2005). Effect of potentiation and stretching on maximal force, rate of force development, and range of motion. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(2), 421-426.
- Behm, D. G., Button, D. C. & Butt, J. C. (2001). Factors affecting force loss with prolonged stretching. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 26(3), 262-272.
- Bojsen-Møller, J., Magnusson, S. P., Rasmussen, L. R., Kjaer, M. & Aagaard, P. (2005). Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *Journal of Applied Physiology*, 99, 986-994.
- Bonnar, B. P., Deivert, R. G. & Gould, T. E. (2004). The relationship between isometric contraction durations during hold-relax stretching and improvement of hamstring flexibility. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 44(3), 258-261.
- Borg, T. K. & Caulfield, J. B. (1980). Morphology of connective tissue in skeletal muscle. *Tissue and Cell*, 12(1), 197-207.
- Bosco, C. (1994). *La valoración de la fuerza con el test de Bosco*. Barcelona: Editorial Paidotribo.
- Bosco, C., Saggini, R. & Viru, A. (1997). The influence of different floor stiffness on mechanical efficiency of leg extensor muscle. *Ergonomics*, 40(6), 670-679.

- Bressel, E. & McNair, P. J. (2002). The effect of prolonged static and cyclic stretching on ankle joint stiffness, torque relaxation, and gait in people with stroke. *Physical Therapy*, 82(9), 880-887.
- Castillo, M. J., Ortega, F. B. & Ruiz, J. (2005). Mejora de la forma física como terapia antienvjecimiento. *Medicina Clínica*, 124(4), 146-155.
- Chan, S. P., Hong, Y. & Robinson, P. D. (2001). Flexibility and passive resistance of the hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 11(2), 81-86.
- Chillón, P., Ortega, F. B., Carbonel, A., Baena, P. A., Artero, G., Gatto-Cardia, M. C., Robles, A., Dafos, J., Rey, J. & Gutierrez, A. (2008). Criterion Validity of the Back-Saver Sit-And-Reach Test in Adolencents: The HELENA Study. En Ediciones Sider S.C. (Ed.), *Actas del Symposium HELENA, Promoting a Healthy European Lifestyle Through Exercise and Nutrition in Adolescence* (pp.65). Abril 20, 21 y 22. Granada: Editor.
- Christensen, B. K. & Nordstrom, B. J. (2008). The effects of proprioceptive neuromuscular facilitation and dynamic stretching techniques on vertical jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 226, 1826-1831.
- Cipriani, D., Abel, B. & Pirwitz, D. (2003). A comparison of two stretching protocols on hip range of motion: implications for total daily stretch duration. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(2), 274-278.
- Cornbleet, S. L. & Woolsey, N. B. (1996). Assessment of hamstring muscle length in school-aged children using the sit-and-reach test and the inclinometer measure of hip joint angle. *Physical Therapy*, 76(8), 850-855.
- Cornelius, W. L., Jensen, R. L. & Odell, M. E. (1995). Effects of PNF stretching phases on acute arterial blood pressure. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 20(2), 222-229.
- Cornwell, A., Nelson, A. G. & Sidaway, B. (2002). Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex. *European Journal of Applied Physiology*, 86, 428-434.
- Coveney, V. A., Hunter, G. D. & Spriggs, J. (2001). Is the behaviour of the leg during oscillation linear?. *Journal of Biomechanics*, 34(6), 827-830.
- Cramer, J. T., Housh, T. J., Coburn, J. W., Beck, T. W. & Johnson, G. O. (2006). Acute effects of static stretching on maximal eccentric torque production in women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(2), 354-358.
- Cramer, J. T., Housh, T. J., Johnson, G. O., Miller, J. M., Coburn, J. W. & Beck, T. W. (2004). Acute effects of static stretching on peak torque in women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(2), 236-241.
- Cramer, J. T., Housh, T. J., Weir, J. P., Johnson, G. O., Coburn, J. W. & Beck, T. W. (2005). The ecute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *European Journal of Applied Physiology*, 93, 530-539.
- Cronin, J., Nash, M. & Whatman, C. (2006). Assessing dynamic knee joint range of motion using siliconcoach. *Physical Therapy in Sport*, 7, 191-194.
- Cronin, J., Nash, M. & Whatman, C. (2007). The effect of four different vibratory stimuli on dynamic range of motion of the hamstrings. *Physical Therapy in Sport*, 8, 30-36.

- Cronin, J., Nash, M. & Whatman, C. (2008). The acute effects of hamstring stretching and vibration on dynamic knee joint range of motion and jump performance. *Physical Therapy in Sport*, 9(2), 89-96.
- Davis, D. S., Ashby, P. E., McCale, K. L., McQuain, J. A. & Wine, J. M. (2005). The effectiveness of 3 stretching techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 27-32.
- De Araújo, C. G. S. (2003). *Flexitest: an innovative flexibility assessment method*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- De Araújo, C. G. S. (2008). Flexibility assessment: normative values for flexitest from 5 to 91 years of age. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 90(4), 257-263.
- De Deyne, P. G. (2001). Application of passive stretch and its implications for muscle fibers. *Physical Therapy*, 81(2), 819-827.
- De Vries, H. A. (1962). Evaluation of static stretching procedures for improvement of flexibility. *Research Quarterly*, 33, 223-229.
- Decoster, L. C., Scanlon, R. L., Horn, K. D. & Cleland, J. (2004). Standing and supine hamstring stretching are equally effective. *Journal of Athletic Training*, 39(4), 330-334.
- DePino, G., Webright, W. G. & Arnold, B. L. (2000). Duration of maintained hamstring flexibility after cessation of an acute static stretching protocol. *Journal of Athletic Training*, 35(1), 56-59.
- Durkovic, R. G. (1976). Aftereffects of static or dynamic fusimotor activation on primary afferent discharge. *Experimental Neurology*, 50, 99-112.
- Etnyre, B. R. & Abraham, L. D. (1986). H-reflex changes during static stretching and two variations of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 63(2), 174-179.
- Etnyre, B. R. & Abraham, L. D. (1988). Antagonist muscle activity during stretching: a paradox re-assessed. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(3), 285-289.
- Etnyre, B. R. & Lee, E. J. (1987). Comments on proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques. *Research Quarterly*, 58(2), 184-188.
- Etnyre, B. R. & Lee, E. J. (1988). Chronic and acute flexibility of men and women using three different stretching techniques. *Research Quarterly*, 59(3), 222-228.
- Feland, J. B. & Marin, H. N. (2004). Effect of submaximal contraction intensity in contract-relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *British Journal of Sports Medicine*, 38(4), E18.
- Feland, J. B., Myrer, J. W. & Merril, R. M. (2001a). Acute changes in hamstring flexibility: PNF versus static stretch in senior athletes. *Physical Therapy in Sport*, 2(5), 186-193.
- Feland, J. B., Myrer, J. W., Schulthies, S. S., Fellingham, G. W. & Measom, G. W. (2001b). The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. *Physical Therapy*, 81(5), 1110-1117.
- Ferber, R., Osternig, L. R. & Gravelle, D. C. (2002). Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(5), 391-397.

- Fowles, J. R., Sale, D. G. & MacDougall, J. D. (2000). Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *Journal of Applied Physiology*, 89(3), 1179-1188.
- Gajdosik, R. L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 16(2), 87-101.
- Gajdosik, R. L., Allred, J. D., Gabbert, H. L. & Sonsteng, B. A. (2007). A stretching program increases the dynamic passive length and passive resistive properties of the calf muscle-tendon unit of unconditioned younger women. *European Journal of Applied Physiology*, 99, 449-454.
- Gajdosik, R. L., Vander Linden, D. W., McNair, P. J., Riggin, T. J., Albertson, J. S., Mattick, D. J. & Wegley, J. C. (2005). Viscoelastic properties of short calf muscle-tendon units of older women: effects of slow and fast passive dorsiflexion stretches in vivo. *European Journal of Applied Physiology*, 95(2-3), 131-139.
- García-Manso, J. M. (1999). *La fuerza: fundamentación, valoración y entrenamiento*. Madrid: Editorial Gymnos.
- García-Manso, J. M., Navarro, M. & Ruiz, J. A. (1996). *Pruebas para la valoración de la capacidad motriz en el deporte: evaluación de la condición física*. Madrid: Editorial Gymnos.
- González-Badillo, J. J. & Gorostiaga, E. (2002). *Fundamentos del entrenamiento de la fuerza: aplicaciones al alto rendimiento deportivo (3ª Ed.)*. Barcelona: Editorial Inde.
- Gregory, J. E., Morgan, D. L. & Proske, U. (2003). Tendon organs as monitors of muscle damage from eccentric contractions. *Experimental Brain Research*, 151, 346-355.
- Grosser, M. & Neumaier, A. (1986). *Técnicas de entrenamiento*. Madrid: Ediciones Martínez Roca, S.A.
- Guissard, N. & Duchateau, J. (2004). Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. *Muscle & Nerve*, 29(2), 248-255.
- Guissard, N. & Duchateau, J. (2006). Neural aspects of muscle stretching. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 34(4), 154-158.
- Guissard, N., Duchateau, J. & Hainaut, K. (1988). Muscle stretching and motoneuron excitability. *European Journal of Applied Physiology*, 58, 47-52.
- Guissard, N., Duchateau, J. & Hainaut, K. (2001). Mechanisms of decreased motoneuron excitation during passive muscle stretching. *Experimental Brain Research*, 137(2), 163-169.
- Gutiérrez-Dávila, M. (1999). *Biomecánica deportiva*. Madrid: Editorial Síntesis.
- Hagbarth, K. E. & Nordin, M. (1998). Postural after-contractions in man attributed to muscle spindle thixotropy. *The Journal of Physiology*, 506(3), 875-883.
- Halbertsma, J. P. & Göeken, L. N. (1994). Stretching exercises: effect on passive extensibility and stiffness in short hamstrings of healthy subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(9), 976-981.
- Halbertsma, J. P., Mulder, I., Göeken, L. N. & Eisma, W. H. (1999). Repeated passive stretching: acute effect on the passive muscle moment and extensibility of short hamstrings. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 407-414.

- Handel, M., Horstmann, T., Dickhuth, H. H. & Gülch, R. W. (1997). Effects of contract-relax stretching training on muscle performance in athletes. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 76(5), 400-408.
- Hardy, L. (1985). Improving active range of hip flexion. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 56(2), 111-114.
- Hardy, L. & Jones, D. (1986). Dynamic flexibility and proprioceptive neuromuscular facilitation. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 57(2), 150-153.
- Hartley-O'Brien, S. J. (1980). Six mobilization exercise for active range of hip flexion. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51(4), 625-635.
- Herda, T. J., Cramer, J. T., Ryan, E. D., McHugh, M. P. & Stout, J. R. (2008). Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanomyography of biceps femoris muscle. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(3), 809-817.
- Herzog, W., Lee, E. J. & Rassier, D. E. (2006). Residual force enhancement in skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 574(3), 635-642.
- Herzog, W., Leonard, T. R., Joumaa, V. & Mehta, A. (2008). Mysteries of muscle contraction. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(1), 1-13.
- Hochmuth, G. (1973). *Biomecánica de los movimientos deportivos*. Madrid: Doncel.
- Holt, L. E., Pelham, T. W. & Burke, D. G. (1999). Modifications to the standard sit-and-reach flexibility protocol. *Journal of Athletic Training*, 34(1), 43-47.
- Holt, L. E., Pelham, T. W. & Campagna, P. D. (1995). Hemodynamics during a machine-aided flexibility protocol. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 20(4), 407-416.
- Holt, L. E., Travis, T. M. & Okita, T. (1970). Comparative study of three stretching techniques. *Perceptual and Motor skills*, 31(2), 611-616.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, 30(1), 1-15.
- Hopkins, W. G. (2009). Analisis of reliability with a spreadsheet. Extraído el 3 junio de 2009 de <http://www.sportsci.org/resource/stats/relycalc.html>
- Hunter, D. G., Coveney, V. & Spriggs, J. (2001). Investigation into the effect of static stretching on the active stiffness and damping characteristics of the ankle joint plantar flexors. *Physical Therapy in Sport*, 2, 15-22.
- Hunter, D. G. & Spriggs, J. (2000). Investigation into the relationship between the passive flexibility and active stiffness of the ankle plantar-flexor muscles. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 15(8), 600-606.
- Ingram-Rice, B. (2000). Occupational therapy perspective. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 4(1), 20-26.
- Jagers, J. R., Swank, A. M., Frost, K. L. & Lee, C. D. (2008). The acute effects of dynamic and ballistic stretching on vertical jump height, force, and power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(6), 1844-1849.
- Jami, L., Vejsada, R. & Zytynicki, D. (1989). Observations on static and dynamic responses of muscle stretch receptors in kittens. *Brain Research*, 478, 34-40.

- Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2002). In vivo muscle fiber behaviour during counter-movement exercise in human reveals a significant role for tendon elasticity. *The Journal of Physiology*, 540, 635-646.
- Kay, A. D. & Blazevich, A. J. (2008). Reductions in active plantarflexor moment are significantly correlated with static stretch duration. *European Journal of Sport Science*, 8(1), 41-46.
- Kenric, L. (2003). *A comparison of different methods for improving hamstring flexibility*. Tesis Doctoral. Florida Atlantic University.
- Kinser, A. M., Ramsey, M. W., O'Bryant, H. S., Ayres, C. A., Sands, W. A. & Stone, M. H. (2008). Vibration and stretching effects on flexibility and explosive strength in young gymnasts. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(1), 133-140.
- Kippers, V. & Parker, A. W. (1987). Toe-touch test. A measure of its validity. *Physical Therapy*, 67(11), 1680-1684.
- Kirby, R. L., Simms, F. C., Symington, V. J. & Garner, J. B. (1985). Flexibility and musculoskeletal symptomatology in female gymnast and age-matched controls. *The American Journal of Sports Medicine*, 4, 17-22.
- Kirkendall, D. T. (1985). Physiologic aspect of gymnastics. *Clinical Sports Medicine*, 4, 17-22.
- Klee, A. & Wiemann, K. (2002). Stretch and contraction specific changes in passive torque human M. rectus femoris. *European Journal of Sport Science*, 2(6), 1-9.
- Knudson, D. & Noffal, G. (2005). Time course of stretch-induced isometric strength deficits. *European Journal of Applied Physiology*, 94, 348-351.
- Knuttgén, H. G. & Komi, P. V. (2003). Basic considerations for exercise. En P. V. Komi (Ed.), *Strength and power in sport (2ª Ed.)* (pp. 3-7). United Kingdom: Lightning Source Ltd.
- Kochno, T. V. (2002). Active isolated stretching (the Mattes method). *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 6(4), 226-227.
- Koh, T. J. (1995). Do adaptations in serial sarcomere number occur with strength training?. *Human Movement Science*, 14, 61-77.
- Komi, P. V. (2003). Stretch-shortening cycle. En P. V. Komi (Ed.), *Strength and power in sport (2ª Ed.)* (pp. 184-228). United Kingdom: Lightning Source Ltd.
- Krabak, B. J., Laskowski, E. R., Smith, J., Stuart, M. J. & Wong, G. Y. (2001). Neurophysiologic influences on hamstring flexibility: a pilot study. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 11(4), 241-246.
- Kubo, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2002). Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 92, 595-601.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. (2001a). Influence of repetitive muscle contractions with different modes on tendon elasticity in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 91, 277-282.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. (2001b). Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 90, 520-527.

- Kurokawa, S., Fukunaga, T., Nagano, A. & Fukashiro, S. (2003). Interaction between fascicles and tendinous structures during countermovement jumping investigated in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 95, 2306-2314.
- Kuznetsov, V. V. (1984). *Metodología del entrenamiento de la fuerza para deportistas de alto nivel*. Buenos Aires: Editorial Stadium.
- Laessøe, U. & Voigt, M. (2004). Modification of stretch tolerance in a stooping position. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 14(4), 239-244.
- Lee, B. (1997). Flexible you: active-isolated stretching can take your muscles to new lengths - without pain or boredom [Abstract]. *Men's Fitness*, 13(4), 62-64, Extraído el 6 octubre de 2009 de <http://search.ebscohost.com>
- Lee, E. J., Joumaa, V. & Herzog, W. (2007). New insights into the passive force enhancement in skeletal muscles. *Journal of Biomechanics*, 40, 719-727.
- Lieber, R. L. & Fridén, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve*, 23, 1647-1666.
- Liemohn, W., Mazis, N. & Shang, S. (1999). Effects of active isolated and static stretch training on active straight leg raise performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(5), Suplemento S116.
- Lin, C. Y. & Su, J. H. (2004). Effect of ROM duration static and active isolated stretching in the hip joint of chinese martial arts athletes [Abstract]. *Journal of Physical Education and Sport Science*, 2, 227-238.
- Linke, W. A., Ivemeyer, M., Mundel, P., Stockmeier, M. R. & Kolmerer, B. (1998). Nature of PEVK-titin elasticity in skeletal muscle. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 95(14), 8052-8057.
- Linke, W. A. & Leake, M. C. (2004). Multiple sources of passive stress relaxation in muscle fibres. *Physics in Medicine and Biology*, 49(16), 3613-3627.
- López-Bedoya, J., Gómez-Landero, A., Jiménez, J. & Vernetta, M. (2002). Estudio comparativo entre técnicas de facilitación neuromuscular propioceptiva mediante electroestimulación (FNP-EEM) y secuencia estiramiento facilitado contracción, relajación, contracción antagonista (CRCA) en la musculatura isquiotibial. En F. M. León, A. Palomo-García, R. Sabido & M. M. Macías (Eds.), *Enseñanza y Entrenamiento de la Gimnasia y la Acrobacia* (pp. 160-165). Cáceres: Editores.
- López-Bedoya, J., Robles, A., Vernetta, M., Piedra, J. & Núñez, J. J. (2007). Efecto de dos tipos de entrenamiento de flexibilidad, hold relax (HR) y active isolated stretching (AIS), sobre el rango de movimiento pasivo de cadera en abducción. En ACUGA & Alto Rendimiento (Eds.), *CD de actas del III Congreso Nacional de Ciencias del Deporte: Nutrición, Medicina y Rendimiento en el Joven Deportista*. Marzo 29, 30 y 31. Pontevedra: Editores.
- Magnusson, S. P. (1998). Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 8(2), 65-77.
- Magnusson, S. P., Aagaard, P. & Nielson, J. J. (2000a). Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(6), 1160-1164.

- Magnusson, S. P., Aagaard, P., Simonsen, E. B. & Bojsen-Møller, F. (1998). A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*, 19(5), 310-316.
- Magnusson, S. P., Aagaard, P., Simonsen, E. B. & Bojsen-Møller, F. (2000b). Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscles in vivo. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 10(6), 351-359.
- Magnusson, S. P. & Renström, P. (2006). The european college of sports sciences position statement: the role of stretching exercises in sports. *European Journal of Sport Science*, 6(2), 87-91.
- Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Boesen, J., Johannsen, F. & Kjaer, M. (1997). Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 7(4), 195-202.
- Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Dyhre-Poulsen, P., McHugh, M. P. & Kjaer, M. (1996a). Mechanical and physiological responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 17(4), 373-378.
- Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Gleim, G. W., McHugh, M. P. & Kjaer, M. (1995). Viscoelastic response to repeated static stretching in human skeletal muscle. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 5, 342-347.
- Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P. & Kjaer, M. (1996b). Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(5), 622-628.
- Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Sørensen, H. & Kjaer, M. (1996c). A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 497(1), 291-298.
- Manoel, M. E., Harris-Love, M. O., Danoff, J. V. & Miller, T. A. (2008). Acute effects of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle power in women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1528-1534.
- Marek, S. M., Cramer, J. T., Fincher, L., Massey, L. L., Dangelmaier, S. M., Purkayastha, S., Fitz, K. A. & Culbertson, J. Y. (2005). Acute effects of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle strength and power output. *Journal of Athletic Training*, 40(2), 94-103.
- Marino, J., Ramsey, J. M., Otto, R. M. & Wygand, J. W. (2001). The effects of active isolated vs static stretching on flexibility. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(5), supplement 1: S10.
- Matheny, F. (1995). Active-isolated stretching [Abstract]. *Bicycling*, 36(4), 102, Extraído el 6 octubre de 2009 de <http://search.ebscohost.com>
- Mattes, A. L. (1996). Active isolated stretching. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 1(1), 28-33.
- Mattes, A. L. (2000). *Active Isolated Stretching. The Mattes Method*. Sarasota: Aaron L. Mattes.

- Mattes, A. L. (2007). Flexible fascia: how active isolated stretching combats restricted range of motion [Abstract]. *Massage Magazine*, 137, 90-95, Extraído el 6 octubre de 2009 de <http://search.ebscohost.com>
- McAtee, R. E. & Charland, J. (2000). *Estiramientos facilitados. Los estiramientos de FNP con y sin asistencia*. Barcelona: Paidotribo.
- McHugh, M. P., Kremenec, I. J., Fox, M. B. & Gleim, G. W. (1998). The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(6), 928-932.
- McHugh, M. P. & Nesse, M. (2008). Effect of stretching on strength loss and pain after eccentric exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(3), 566-573.
- McMahon, T., Catlin, P., Cooper, A., Fleckenstein, D., Maloney, P. & Marx, R. (1997). Effect of active isolated vs static stretching in asymptomatic adults. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 25(1), Combined Sections Meeting: P051.
- McNeal, J. R. & Sands, W. A. (2006). Stretching for performance enhancement. *Current Sports Medicine Reports*, 5(3), 141-146.
- Middag, T. R. & Harmer, P. (2002). Active-isolated stretching is not more effective than static stretching for increasing hamstring ROM. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(5), supplement 1: S151.
- Minajeva, A., Kulke, M., Fernandez, J. M. & Linke, W. A. (2001). Unfolding of titin domains explains the viscoelastic behavior of skeletal myofibrils. *Biophysical Journal*, 80(3), 1442-1451.
- Monti, R. J., Roy, R. R., Hodgson, J. A. & Edgerton, V. R. (1999). Transmission of forces within mammalian skeletal muscles. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 371-380.
- Moore, M. A. & Kukulka, C. G. (1991). Depression of Hoffmann reflexes following voluntary contraction and implications for proprioceptive neuromuscular facilitation therapy. *Physical Therapy*, 71(4), 321-9; discussion 329-33.
- Murphy, D. R. (1994). Dynamic range of motion training: an alternative to static stretching. *Chiropractic Sports Medicine*, 8, 59-66.
- Murphy, P. R. (2000). The role of static and dynamic fusimotor activity during locomotion. *The Journal of Physiology*, 522(3), 347-347.
- Mutungi, G. & Ranatunga, K. W. (1996). The viscous, viscoelastic and elastic characteristics of resting fast and slow mammalian (rat) muscle fibres. *The Journal of Physiology*, 496(3), 827-836.
- Narici, M. V. & Maganaris, C. N. (2007). Plasticity of the muscle-tendon complex with disuse and aging. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 35(3), 126-134.
- Nelson, A. G., Driscoll, N. M., Landin, D. K., Young, M. A. & Schexnayder, I. C. (2005a). Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. *Journal of Sports Sciences*, 23(5), 449-454.
- Nelson, A. G., Kokkonen, J. & Arnall, D. A. (2005b). Acute muscle stretching inhibits muscle strength endurance performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(2), 338-343.

- Nelson, R. T. & Bandy, W. D. (2004). Eccentric training and static stretching improve hamstring flexibility of high school males. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 254-258.
- Nelson, R. T. & Bandy, W. D. (2005). An update on flexibility. *Strength and Conditioning Journal*, 27(1), 10-16.
- Nikolaou, P. K., Macdonald, B. L., Glisson, R. R., Seaber, A. V. & Garrett, W. E. J. (1987). Biomechanical and histological evaluation of muscle after controlled strain injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 15(1), 9-14.
- Nordez, A., Cornu, C. & McNair, P. (2006). Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscle calculated using different mathematical models. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21, 755-760.
- Odunaiya, N. A., Hamzat, T. K. & Ajayi, O. F. (2005). The effects of static stretch duration on the flexibility of hamstring muscles. *African Journal of Biomedical Research*, 8, 79-82.
- Ogura, Y., Miyahara, Y., Naito, H., Katamoto, S. & Aoki, J. (2007). Duration of static stretching influences muscle force production in hamstring muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 788-792.
- Osternig, L. R., Robertson, R., Troxel, R. & Hansen, P. (1987). Muscle activation during proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretching techniques. *American Journal of Physical Medicine*, 66(5), 298-307.
- Osternig, L. R., Robertson, R., Troxel, R. & Hansen, P. (1990). Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(1), 106-111.
- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D. & Hoffman, M. A. (2004). The hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 268-277.
- Power, K., Behm, D., Cahill, F., Carroll, M. & Young, W. (2004). An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(8), 1389-1396.
- Proske, U. (2006). Kinesthesia: the role of muscle receptors. *Muscle & Nerve*, 34, 545-558.
- Proske, U. & Morgan, D. L. (1999). Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle?. *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, 20(5-6), 433-442.
- Proske, U., Morgan, D. L. & Gregory, J. E. (1993). Thixotropy in skeletal muscle and in muscle spindles: a review. *Progress in Neurobiology*, 41(6), 705-721.
- Purslow, P. P. (1989). Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity. *Journal of Biomechanics*, 22(1), 21-31.
- Reiser, R. F., Rocheford, E. C. & Armstrong, C. J. (2006). Building a better understanding of basic mechanical principles through analysis of the vertical jump. *Strength and Conditioning Journal*, 28(4), 70-80.
- Robbins, J. W. & Scheuermann, B. W. (2008). Varying amounts of acute static stretching and its effect on vertical jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(3), 781-786.
- Roberts, J. M. & Wilson, K. (1999). Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. *British Journal of Sports Medicine*, 33(4), 259-263.

- Robles, A., López-Bedoya, J., Vernetta, M. & Sánchez, R. (2008). Una nueva técnica para el entrenamiento del rango de movimiento: active isolated stretching (AIS), método Mattes. En Alto Rendimiento (Ed.), *CD de actas del II Congreso Internacional de Ciencias del Deporte; IV Seminario Nacional de Nutrición, Medicina y Rendimiento en el Joven Deportista*. Mayo 8, 9, y 10. Pontevedra: Editor.
- Rolls, A. & George, K. (2004). The relationship between hamstring muscle injuries and hamstring muscle length in young elite footballers. *Physical Therapy in Sport*, 5(4), 179-187.
- Rowe, R. W. (1981). Morphology of perimysial and endomysial connective tissue in skeletal muscle. *Tissue and Cell*, 13(4), 681-690.
- Rowlands, A. V., Marginson, V. F. & Lee, J. (2003). Chronic flexibility gains: effect of isometric contraction duration during proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 74(1), 47-51.
- Royle, M. (2006). Active-isolated stretching [Abstract]. *Rowing News*, 13(1), 60-62, Extraído el 6 octubre de 2009 de <http://search.ebscohost.com>
- Rubini, E. C., Costa, A. L. L. & Gomes, P. S. C. (2007). The effects of stretching on strength performance. *Sports Medicine*, 37(3), 213-224.
- Russell, K. (1987). Flexibility enhancement: physiological considerations. En B. Petiot, J. H. Salmela & T. B. Hoshizaki (Eds.), *World Identification Systems for Gymnastic Talent* (pp. 197-204). Montreal: Sport Psyche Editions.
- Saéz, F. (2005). Una revisión de los métodos de flexibilidad y de su terminología. *KRONOS, la Revista Universitaria de la Educación Física y el Deporte*, 3, 5-15.
- Sale, D. G. (2002). Postactivation potentiation: role in human performance. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 30(3), 138-143.
- Samuel, M. N., Holcomb, W. R., Guadagnoli, M. A., Rubley, M. D. & Wallmann, H. (2008). Acute effects of static and ballistic stretching on measures of strength and power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1422-1428.
- Sands, W. A. (1993). *Talent opportunity program*. Denver: USGS Publications.
- Sands, W. A., Caine, D. J. & Borms, J. (2003). Scientific aspect of women's gymnastics. *Medicine and Sport Science*, 4, 129-159.
- Sands, W. A. & McNeal, J. R. (2000). Enhancing flexibility in gymnastics. *Technique*, 20, 1-5.
- Sands, W. A., McNeal, J. R., Stone, M. H., Kimmel, W. L., Haff, G. G. & Jemni, M. (2008). The effect of vibration on active and passive range of motion in elite female synchronized swimmers. *European Journal of Sport Science*, 8(4), 217-223.
- Sands, W. A., McNeal, J. R., Stone, M. H., Russell, E. M. & Jemni, M. (2006). Flexibility enhancement with vibration: Acute and long-term. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(4), 720-725.
- Sanjeevi, R. (1982). A viscoelastic model for the mechanical properties of biological materials. *Journal of Biomechanics*, 15(2), 107-109.
- Sayers, A. L., Farley, R. S., Fuller, D. K., Jubenville, C. B. & Caputo, J. L. (2008). The effect of static stretching on phases of sprint performance in elite soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1416-1421.

- Schlossberg, B. (2007). Active isolated stretching comes to the SPA [Abstract]. *Massage Magazine*, 131, 26-30, Extraído el 6 octubre de 2009 de <http://search.ebscohost.com>
- Scifres, C. (1997). Neuromuscular therapy management of tenosynovitis. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 1(3), 150-154.
- Scifres, C. (1998). Neuromuscular therapy for groin strain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2(3), 148-154.
- Sharman, M. J., Cresswell, A. G. & Riek, S. (2006). Proprioceptive neuromuscular facilitation stretching: mechanisms and clinical implications. *Sports Medicine*, 36(11), 929-939.
- Sheskin, D. J. (2004). *Handbook of parametric and nonparametric statistical procedures (3^a Ed.)*. Boca Raton: Chapman & Hall/CRC.
- Shrier, I. (2004). Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 14(5), 267-273.
- Shrier, I. (2008). Warm-up and stretching in the prevention of muscular injury. *Sports Medicine*, 38(10), 879; author reply 879-80.
- Siatras, T. A., Mittas, V. P., Mameletzi, D. N. & Vamvakoudis, E. A. (2008). The duration of the inhibitory effects with static stretching on quadriceps peak torque production. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(1), 40-46.
- Smith, J. L., Hutton, R. S. & Eldred, E. (1974). Postcontraction changes in sensitivity of muscle afferents to static and dynamic stretch. *Brain Research*, 78, 193-202.
- Spernoga, S. G., Uhlt, T. L., Arnold, B. L. & Gansneder, B. M. (2001). Duration of maintained hamstring flexibility after a one-time, modified hold-relax stretching protocol. *Journal of Athletic Training*, 36(1), 44-48.
- Spring, H., Schneider, W. & Tritschler, T. (1997). Stretching. *Der Orthopäde*, 26(11), 981-986.
- Stephens, J., Davidson, J., Derosa, J., Kriz, M. & Saltzman, N. (2006). Lengthening the hamstring muscles without stretching using "awareness through movement". *Physical Therapy*, 86(12), 1641-1650.
- Stutchfield, B. M. & Coleman, S. (2006). The relationships between hamstring flexibility, lumbar flexion, and low back pain in rowers. *European Journal of Sport Science*, 6(4), 255-260.
- Surburg, P. R. & Schrader, J. W. (1997). Proprioceptive neuromuscular facilitation techniques in sports medicine: a reassessment. *Journal of Athletic Training*, 31(1), 34-39.
- Tabary, J. C., Tabary, C., Tardieu, C., Tardieu, G. & Goldspink, G. (1972). Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. *The Journal of Physiology*, 224(1), 231-244.
- Tanigawa, M. C. (1972). Comparison of the hold-relax procedure and passive mobilization on increasing muscle length. *Physical Therapy*, 52(7), 725-735.
- Taylor, D. C., Dalton, J. D. J., Seaber, A. V. & Garrett, W. E. J. (1990). Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *The American Journal of Sports Medicine*, 18(3), 300-309.
- Thacker, S. B., Gilchrist, J., Stroup, D. F. & Kimsey, C. D. J. (2004). The impact of stretching on sports injury risk: a systematic review of the literature. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(3), 371-378.

- Thoburn, R. (2002). *Karate: Olympic style Kumite, evolution of mind, body and spirit*. Haverford: Infinity Publishing.
- Tortora, G. J. & Grabowski, S. R. (2000). *Principios de anatomía y fisiología (9ª Ed.)*. México: Oxford University Press.
- Trombitás, K., Wu, Y., McNabb, M., Greaser, M., Kellermayer, M. S. Z., Labeit, S. & Granzier, H. (2003). Molecular basis of passive stress relaxation in human soleus fibers: assessment of the role of immunoglobulin-like domain unfolding. *Biophysical Journal*, 85(5), 3142-3153.
- Tskhovrebova, L., Trinick, J., Sleep, J. A. & Simmons, R. M. (1997). Elasticity and unfolding of single molecules of the giant muscle protein titin. *Nature*, 387(6630), 308-312.
- Unick, J., Kieffer, H. S., Cheesman, W. & Feeney, A. (2005). The acute effects of static and ballistic stretching on vertical jump performance in trained women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 206-212.
- Viale, F., Nana-Ibrahim, S. & Martin, R. J. F. (2007). Effect of active recovery on acute strength deficits induced by passive stretching. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1233-1237.
- Vincent, W. J. (1999). *Statistics in kinesiology (2ª Ed.)*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Vittori, C. (1990). El entrenamiento de la fuerza para el sprint. *Revista de Entrenamiento Deportivo*, 4(3), 2-8.
- Voss, D. E., Ionta, M. K. & Meyers, B. J. (2004). *Facilitación Neuromuscular Propioceptiva. Patrones y técnicas*. Buenos Aires: Editorial Panamericana.
- Waldron, M. (1994). Stretching: the next generation [Abstract]. *Runner's World*, 29(2), 76. Extraído el 6 octubre de 2009 de <http://search.ebscohost.com>
- Wallmann, H. W., Mercer, J. A. & McWhorter, J. W. (2005). Surface electromyographic assessment of the effect of static stretching of the gastrocnemius on vertical jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 684-688.
- Wang, K., McCarter, R., Wright, J., Beverly, J. & Ramirez-Mitchell, R. (1991). Regulation of skeletal muscle stiffness and elasticity by titin isoforms: a test of the segmental extension model of resting tension. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 88(16), 7101-7105.
- Whatman, C., Knappstein, A. & Hume, P. (2006). Acute changes in passive stiffness and range of motion post-stretching. *Physical Therapy in Sport*, 7(4), 195-200.
- Wiemann, K. & Hahn, K. (1997). Influences of strength, stretching and circulatory exercises on flexibility parameters of the human hamstrings. *International Journal of Sports Medicine*, 5(18), 340-346.
- Williams, P., Watt, P., Bicik, V. & Goldspink, G. (1986). Effect of stretch combined with electrical stimulation on the type of sarcomeres produced at the ends of muscle fibers. *Experimental Neurology*, 93(3), 500-509.
- Wilmore, J. H. & Costill, D. L. (2001). *Fisiología del esfuerzo y del deporte (4ª Ed.)*. Barcelona: Editorial Paidotribo.
- Wilson, G. (2000). Limitations to the use of isometric testing in athletic assessment. En C. J. Gore (Ed.), *Physiological test for elite athletes* (pp. 151-154). Champaign, IL: Human Kinetics.

- Wilson, J. M. & Flanagan, E. P. (2008). The role of elastic energy in activities with high force and power requirements: a brief review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1705-1715.
- Winchester, J. B., Nelson, A. G., Landin, D., Young, M. A. & Schexnayder, I. C. (2008). Static stretching impairs sprint performance in collegiate track and field athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(1), 13-19.
- Witvrouw, E., Mahieu, N., Danneels, L. & McNair, P. (2004). Stretching and injury prevention: an obscure relationship. *Sports Medicine*, 34(7), 443-449.
- Woods, K., Bishop, P. & Jones, E. (2007). Warm-up and stretching in the prevention of muscular injury. *Sports Medicine*, 37(12), 1089-1099.
- Yamaguchi, T. & Ishii, K. (2005). Effects of static stretching for 30 seconds and dynamic stretching on leg extension power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 677-683.
- Yamaguchi, T., Ishii, K., Yamanaka, M. & Yasuda, K. (2007). Acute effects of dynamic stretching exercise on power output during concentric dynamic constant external resistance leg extension. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1238-1244.
- Yamamoto, S., Tsutsui, H., Takahashi, M., Ishibashi, Y., Tagawa, H., Imanaka-Yoshida, K., Saeki, Y. & Takeshita, A. (1998). Role of microtubules in the viscoelastic properties of isolated cardiac muscle. *Journal of Molecular and Cellular Cardiology*, 30(9), 1841-1853.
- Young, W. & Elliot, S. (2001). Acute effects of static stretching, proprioceptive neuromuscular facilitation stretching, and maximum voluntary contractions on explosive force production and jumping performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 72(3), 273-279.
- Yu, J. G., Fürst, D. O. & Thornell, L. E. (2003). The mode of myofibril remodelling in human skeletal muscle affected by DOMS induced by eccentric contractions. *Histochemistry and Cell Biology*, 119, 383-393.
- Zachazewski, J. E. (1990). Flexibility for sports. En B. Sanders (Ed.), *Sports Physical Therapy* (pp. 201-238). Norwalk: Appleton and Lange.
- Zakas, A. (2005). The effect of stretching duration on the lower-extremity flexibility of adolescent soccer players. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 9, 220-225.
- Zakas, A., Balaska, P., Grammatikopoulou, M. G., Zakas, N. & Vergou, A. (2005). Acute effects of stretching duration on the range of motion of elderly women. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 9, 270-276.
- Zakas, A., Doganis, G., Papakonstandinou, V., Sentelidis, T. & Vamvakoudis, E. (2006a). Acute effects of static stretching duration on isokinetic peak torque production of soccer players. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 10, 89-95.
- Zakas, A., Galazoulas, C., Doganis, G. & Zakas, N. (2006b). Effect of two acute static stretching durations of the rectus femoris muscle on quadriceps isokinetic peak torque in professional soccer players. *Isokinetics and Exercise Science*, 14, 357-362.