

VNIVERSITAT E VALÈNCIA

 Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA

PROGRAMA DE DOCTORADO 987/122A



**“INFLUENCIA DE LA AUTOLIBERACIÓN
MIOFASCIAL VERSUS ESTIRAMIENTOS ESTÁTICOS
EN UN PROGRAMA DE ENTRENAMIENTO DE
FUERZA EN MIEMBROS INFERIORES”**

TESIS DOCTORAL

Presentada por: **D. Leandro Ferreira**

Dirigida por: **Dr. D. Juan Benavent Mahiques**

Dr. D. Fernando Martín Rivera

Valencia, 2015

VNIVERSITAT E VALÈNCIA

 Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA

PROGRAMA DE DOCTORADO 987/122A



**“INFLUENCIA DE LA AUTOLIBERACIÓN
MIOFASCIAL VERSUS ESTIRAMIENTOS ESTÁTICOS
EN UN PROGRAMA DE ENTRENAMIENTO DE
FUERZA EN MIEMBROS INFERIORES”**

TESIS DOCTORAL

Presentada por: **D. Leandro Ferreira**

Dirigida por: **Dr. D. Juan Benavent Mahiques**

Dr. D. Fernando Martín Rivera

Valencia, 2015

Dr. D. Juan Benavent Mahiques, Profesor Titular de la Universitat de València, adscrito al Departamento de Educación Física y Deportiva.

Dr. D. Fernando Martín Rivera, Profesor Asociado de La Universitat de València, adscrito al Departamento de Educación Física y Deportiva.

CERTIFICAN:

Que el presente estudio planteado como una **“Influencia de la autoliberación miofacial versus estiramientos estáticos en un programa de entrenamiento de fuerza en miembros inferiores”** ha sido realizado bajo su dirección en el Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universitat de València, por Leandro Ferreira, para optar al grado de Doctor en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte.

Autorizan el depósito de esta tesis según lo previsto en la normativa, para su defensa ante el tribunal correspondiente.

Informando que la presente Tesis Doctoral ha sido realizada dentro del programa de doctorado “987/122A”, en el Departamento Educación Física y Deportiva”, y que cumple los requisitos necesarios de calidad en rigor científico y originalidad para su defensa.

Fdo. Dr. Juan Benavent Mahiques

Fdo. Dr. Fernando Martín Rivera

Valencia, 27 de octubre de 2015.

A ti, que siempre me has
acompañado con tu sonrisa y tu
inseparable paraguas. Los viajes
acompañados son los mejores.
Te quiero.

A mis hijos Pablo, Marcos y Lucas que me
inspiran y me ilusionan cada día de sus
vidas a mi lado.

A mis padres y mis hermanos Marcio y
Natalia por su apoyo y amor.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco al Departamento de Educación Física de la Universidad de Valencia los recursos puestos a mi disposición para llevar a cabo esta investigación.

La misma no hubiera sido posible sin la participación desinteresada de las 41 personas que durante 8 semanas estuvieron implicadas en la participación de este estudio, un millón de gracias.

En especial a Yolanda García, Directora del Complejo Cultural y Deportivo Patraix que permitió el uso de sus instalaciones para que este estudio se llevase a cabo, sin su apoyo hubiera sido imposible, muchísimas gracias.

A Joaquin Calatayud, Pedro Gargallo y Jéssica García, mis más sinceros agradecimientos por sus aportaciones y apoyo en la investigación.

A los alumnos en prácticas Pablo Gabarda y David Cabrejas, mil gracias por apoyarme en todo el período que duró esta investigación.

A Dr. Álvaro Reischak Oliveira por darme la primera oportunidad como investigador, siendo becario en el Laboratorio de Fisiología del Ejercicio IPA-Brasil, en mis últimos años de carrera. Sigue siendo una referencia personal y motivo de inspiración. *Muito obrigado de coração!*

A Roberto Costa de Ávila y Pepe La Nau por su comprensión, apoyo y amistad. *Obrigado meus camaradas!*

A Dr. Fernando Martín Rivera por sus acertadas aportaciones y consejos como Tutor y Director. Verdaderamente ha sido una experiencia de crecimiento personal increíble, gracias a su compañía he podido construirla con la certeza de estar en lo correcto. Mi más sincero agradecimiento.

Este trabajo no hubiera sido posible sin el apoyo incondicional de Dr. Juan Benavent Mahiques, su plena disponibilidad y paciencia han sido de suma importancia para la culminación de este proceso que empezó en el año 2002. Siempre estaré agradecido.

Leandro Ferreira

Resumen

El uso de diferentes estrategias en el calentamiento y recuperación de los deportistas son habitualmente utilizadas en la práctica regular de cualquier actividad físico-deportiva, ya sea en un simple entrenamiento o en una prueba de competición, teniendo como fin principal el conseguir las mejores adaptaciones o resultados en cada una de ellas. Hay numerosos estudios que pretenden averiguar las combinaciones más adecuadas para lograr dichos cambios físicos entre el reposo inicial de un individuo y el trabajo físico principal que pretende desarrollar, así como desde esta situación de trabajo físico a la de reposo final, siendo la activación inicial y la recuperación posterior a través de unas determinadas aplicaciones técnicas para que interfiera positivamente en el desarrollo óptimo de la capacidad física objeto a desarrollar.

En estos años más recientes se ha empezado a utilizar la conocida liberación miofascial como técnica de aplicación en los calentamientos para la realización de cualquier actividad físico-deportiva, así como en la recuperación de los deportistas al finalizar dicha actividad. Concretamente la autoliberación miofascial a través del uso del accesorio “Foam Roller”, es el que despierta gran interés en determinados grupos de investigadores, sobre todo por su incipiente conocimiento y comercialización y sus escasas publicaciones al respecto.

En este estudio se pretende comprobar la repercusión que tiene la aplicación de los estiramientos estáticos pasivos mantenidos y la autoliberación miofascial a través del accesorio “Foam Roller” tanto antes como después de un entrenamiento para desarrollar la fuerza muscular en las extremidades inferiores, siendo aplicado a diferentes grupos de población para su comparación.

Para ello hemos sometido a 41 sujetos, hombres y mujeres de entre 18 y 35 años, a un programa de entrenamiento de fuerza de 5 semanas de duración y 2 sesiones semanales. Hemos separado a los sujetos en 3 grupos, 15 sujetos en el Grupo Control (solo sesiones de entrenamiento de fuerza), 13 en el Grupo Autoliberación Miofascial a través del accesorio “Foam Roller” (antes y después de cada sesión de entrenamiento de fuerza) y 13 sujetos en el Grupo Estiramientos Estáticos (antes y después de cada sesión de entrenamiento de fuerza). Todos los sujetos han realizado la misma estructura de entrenamiento

(6 series de 6RM en los ejercicios de Extensión de Rodillas, Flexión de Rodillas y Flexión Plantar de tobillos).

Se han medido los valores para la Fuerza a través de “Biodex” (flexo-extensión de rodillas y flexo-extensión de tobillos) y en la plataforma de saltos a través de “Chrono Jump” (Squat Jump). Además, con el fin de averiguar la interferencia del programa de entrenamiento de fuerza en los niveles de flexibilidad, se midieron los valores de rango o amplitud de movimiento a través de “Sit and Reach” (para la flexión de cadera) y a través del “Leg Motion” (instrumento validado para medir la dorsiflexión de tobillo). Todas las mediciones se realizaron antes y después de las 5 semanas de intervención.

Palabras clave: autoliberación miofascial, estiramientos estáticos, entrenamiento de fuerza, flexibilidad.

Abstract

The use of different strategies in warm up and recovery of athletes are commonly used in the regular practice of any exercise regularly, either in a single workout or a test competition, the main purpose being the very best adaptations or results in each. Numerous studies aim to find out the most suitable combinations to achieve these physical changes between the initial rest of an individual and the main physical work that aims to develop, as well as from physical work situation to the final resting, with the initial activation and the subsequent recovery through certain technical applications to interfere positively in the optimal development of physical ability to develop object.

In these more recent years it has begun to use the technique known as myofascial release application in warm-ups for the realization of any physical and sporting activities, as well as the recovery of athletes at the end of the activity. Specifically self myofascial release through the use of accessory "Foam Roller", which is of great interest to certain groups of researchers, especially in its incipient knowledge and marketing and rare publications.

In this study it is to check the impact of the application of those held static stretching liabilities and self myofascial release through the fitting "Foam Roller" both before and after a workout to build muscle strength in the lower extremities, being applied to different populations for comparison.

So we have undergone 41 subjects, men and women between 18 and 35 years, a strength training program of 5 weeks and 2 weekly sessions. We have separated the subjects into 3 groups, 15 subjects in the control group (only sessions of strength training), 13 in the Self Myofascial Release group through the fitting "Foam Roller" (before and after each session of strength training) and 13 subjects in Static Stretching group (before and after each strength training session). All subjects have made the same training structure (6 sets of 6RM exercises in knee extension, knee bend and ankle plantar flexion).

They have been measured values for the Force through "Biodex" (flexion and extension of knee and ankle flexion and extension) and platform jumping through "Chrono Jump" (Squat Jump). Furthermore, in order to find the interference of the program of strength training levels of flexibility, range values or range of motion were measured through "Sit and Reach" (for hip flexion) and through "Leg Motion"

(validated instrument for measuring ankle dorsiflexion). All measurements were performed before and after 5 weeks of intervention.

Keywords: self myofascial release, static stretching, strength training, flexibility.

ÍNDICE GENERAL

Preámbulo.....	3
1.- INTRODUCCIÓN	7
1.1.- LAS FASCIAS	7
1.1.1.- Aproximación histórica sobre el concepto de fascia	7
1.1.2.- Conceptos relacionados y composición de las fascias	8
1.1.3.- Fascias y ciencia	10
1.1.4.- El tejido conectivo y los músculos de los miembros inferiores.....	13
1.2.- DESCRIPCIÓN DE LA MUSCULATURA.....	14
1.2.1.- Músculos responsables de la extensión de la rodilla.....	14
1.2.2.- Músculos responsables de la flexión de la rodilla	17
1.2.3.- Músculos responsables de la flexión plantar del tobillo	21
1.2.4.- Músculos responsables de la dorsiflexión del tobillo.....	25
1.3.- EL TEJIDO FASCIAL Y LA MUSCULATURA	27
1.3.1.- Liberación Miofascial.....	32
1.3.2.- Auto-liberación miofascial (ALM).....	34
1.3.3.- Liberación miofascial y flexibilidad corporal.....	37
1.3.4.- Liberación miofascial y fuerza-potencia muscular.....	40
1.3.5.- Liberación miofascial y otras variables.....	44
1.4.- LA FLEXIBILIDAD	44
1.4.1.- Estiramientos estáticos	46
1.4.2.- Respuestas agudas a los estiramientos estáticos en el ROM..	48
1.4.3.- Respuestas agudas a los estiramientos estáticos en la fuerza muscular	49
1.4.4.- Respuestas crónicas a los estiramientos estáticos en el ROM y la fuerza muscular	51
1.4.5.- Efectos cruzados en el uso de estiramientos (Crossover y Crosstraining)	51
1.5.- LA FUERZA MUSCULAR.....	53
1.5.1.- Manifestación de la fuerza muscular y tensiones	55

1.5.2.- Adaptaciones al entrenamiento de fuerza muscular	58
1.5.3.- Adaptaciones morfológicas	58
1.5.4.- Adaptaciones neurales al entrenamiento de fuerza muscular.....	61
1.5.5.- Entrenamiento, metodología y desarrollo de la fuerza muscular.....	63
2.- OBJETIVOS E HIPÓTESIS DEL ESTUDIO.....	69
2.1.- Objetivos.....	69
2.2.- Hipótesis.....	70
3.- METODOLOGÍA	73
3.1.- Procedimientos generales	73
3.1.1.- Temporalidad de desarrollo de la tesis	73
3.1.2.- Diseño del estudio	75
3.1.3.- Participantes	76
3.1.4.- Instrumentos de medición	78
3.1.4.1.- Medición de la flexibilidad	78
3.1.4.2.- Medición de la fuerza	79
3.1.4.3.- Medidas antropométricas	80
3.1.4.4.- Equipamiento deportivo utilizado	80
3.2.- Descripción de las pruebas de valoración	82
3.2.1.- Valoraciones antropométricas	83
3.2.2.- Valoraciones de flexibilidad	83
3.2.3.- Valoraciones de la fuerza muscular	84
3.3.- Descripción del programa de entrenamiento de fuerza muscular ..	86
3.3.1.- Descripción de los ejercicios de fuerza muscular.....	89
3.3.2.- Descripción de los grupos de entrenamiento.....	91
3.4.- Procedimientos de las sesiones de investigación	96
3.4.1.- Descripción de las sesiones de valoración	96
3.4.2.- Descripción de las sesiones de intervención.....	99
3.5.- Análisis estadístico	103

4.- RESULTADOS.....	107
4.1.- Resultados globales de las pruebas de fuerza muscular dinámica máxima (6RM)	107
4.2.- Resultados globales de las pruebas de fuerza muscular dinámica isocinética (Dinamómetro isocinético)	110
4.3.- Resultados globales de las pruebas de fuerza explosiva (Squat Jump)	116
4.4.- Resultados globales de las pruebas de flexibilidad en caderas (Sit and Reach).....	117
4.5.- Resultados globales de las pruebas de flexibilidad en tobillos (Leg Motion)	119
5.- DISCUSIÓN.....	123
5.1.- Argumentación para los resultados globales de la prueba de fuerza dinámica máxima (6RM)	123
5.2.- Argumentación para los resultados globales de la prueba de fuerza dinámica máxima isocinética (Dinamómetro isocinético)	125
5.3.- Argumentación para los resultados globales de la prueba de fuerza explosiva (Squat Jump).....	127
5.4.- Argumentación para los resultados globales de la prueba de flexibilidad en caderas (Sit and Reach).....	129
5.5.- Argumentación para los resultados globales de la prueba de flexibilidad en tobillos (Leg Motion)	131
6.- CONCLUSIONES.....	135
7.- LIMITACIONES DEL ESTUDIO	141
7.1.- Posibles aplicaciones prácticas	141
8.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	145

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Secuencia de disección (A-D) de la fascia profunda de la parte posterior de la pierna. (Tomadas y adaptadas de Loukas et al. ²⁹).....	9
Figura 2. Distribución y características de los tejidos conectivos y fasciales. (Tomado y traducido de Schleip et al. ⁹)	13
Figura 3. Recto femoral anterior. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014)	14
Figura 4. Vasto lateral. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).....	15
Figura 5. Vasto medial. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014)	16
Figura 6. Vasto intermedio. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014)	16
Figura 7. Tensor de la fascia lata y tracto iliotibial. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014)	17
Figura 8. Semitendinoso. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014)	18
Figura 9. Semimembranoso. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014)	18
Figura 10. Bíceps femoral. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014)	19
Figura 11. Gastrocnemio. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014)	20
Figura 12. Recto interno. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014)	20
Figura 13. Sartorio. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).....	21
Figura 14. Sóleo. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).....	22
Figura 15. Plantar. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).....	22
Figura 16. Peroneo largo. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014)	23
Figura 17. Tibial posterior. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014)	23

Figura 18. Flexor largo de los dedos. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014)	24
Figura 19. Flexor largo del dedo gordo. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).....	24
Figura 20. Tibial anterior. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014)	25
Figura 21. Extensor largo de los dedos. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).....	26
Figura 22. Extensor largo del dedo gordo. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).....	26
Figura 23. Peroneo anterior. (Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014)	27
Figura 24. Distribución de los tejidos intramusculares. (Tomado y traducido de Purslow et al. ³⁹).....	29
Figura 25. Ejercicios de ALM con foam roller	36
Figura 26. Diagrama de tiempo de realización de la tesis	73
Figura 27. Esquema diseño experimental del estudio	76
Figura 28. Leg Motion Basic Version	78
Figura 29. Cajón Sit and Reach	79
Figura 30. Plataforma de contactos Chronojump.....	79
Figura 31. Medidor Chonopic 3.....	79
Figura 32. Dinamómetro isocinético Biodex System 4 Pro	80
Figura 33. Tallímetro	80
Figura 34. Báscula impedancia magnética Omron BF-508.....	80
Figura 35. Aparato para el ejercicio extensión de piernas Leg extensión Technogym®.....	81
Figura 36. Aparato para el ejercicio flexión de piernas Leg curl Technogym®.....	81
Figura 37. Aparato para el ejercicio elevación de talones Calf Technogym®.....	81
Figura 38. Accesorio usado para la ALM Foam Roller Grid	82
Figura 39. Cronómetro digital Geonaute On Start 100	82
Figura 40. Test para dorsiflexión de tobillo Leg Motion (tomado de Calatayud et al. ¹⁷⁷)	84

Figura 41. Squat jump test en ChronoJump Bosco System.....	85
Figura 42. Prueba de flexo-extensión de rodilla Biodex.....	86
Figura 43. Prueba de flexión plantar y dorsal de tobillo Biodex.....	86
Figura 44. Estimación de cargas de entrenamiento a 1RM (Tomado de Baechle et al. ¹³²).....	88
Figura 45. Ejercicio de extensión de rodillas	90
Figura 46. Ejercicio de flexión de rodillas	90
Figura 47. Ejercicio de elevación de tobillos	91
Figura 48. Ejercicio foam roller cuádriceps	93
Figura 49. Ejercicio foam roller isquiotibiales.....	93
Figura 50. Ejercicio foam roller tríceps sural.....	93
Figura 51. Ejercicio estiramiento cuádriceps.....	95
Figura 52. Ejercicio estiramiento isquiotibiales	95
Figura 53. Ejercicio estiramiento tríceps sural	96
Figura 54. Modelo de aleatorización del orden de los ejercicios.....	102
Figura 55. Medias pre-test y post-test para prueba de 6RM extensión de rodillas, (kg): kilogramos, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller	108
Figura 56. Medias pre-test y post-test para prueba de 6RM flexión de rodillas, (kg): kilogramos, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller	109
Figura 57. Medias pre-test y post-test para prueba de 6RM elevación de tobillos, (kg): kilogramos, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller	109
Figura 58. Medias pre-test y post-test para prueba en dinamómetro isocinético para la extensión de rodilla para la pierna dominante y NO dominante, Par Máximo (Nm): newton x metro, Potencia Media (W): vatios, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller.	112
Figura 59. Medias pre-test y post-test para prueba en dinamómetro isocinético para la flexión de rodilla para la pierna dominante y NO dominante, Par Máximo (Nm): newton x metro, Potencia Media (W): vatios, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller	113

Figura 60. Medias pre-test y post-test para prueba en dinamómetro isocinético para la dorsiflexión de tobillo para la pierna dominante y NO dominante, Par Máximo (Nm): newton x metro, Potencia Media (W): vatios, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller	114
Figura 61. Medias pre-test y post-test para prueba en dinamómetro isocinético para la flexión plantar de tobillo para la pierna dominante y NO dominante, Par Máximo (Nm): newton x metro, Potencia Media (W): vatios, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller	115
Figura 62. Medias pre-test y post-test para prueba Squat Jump, (cm): centímetros, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller.	117
Figura 63. Medias pre-test y post-test para prueba Sit & Reach, (cm): centímetros, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller	118
Figura 64. Medias pre-test y post-test para prueba Leg Motion, (cm): centímetros, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller	120

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Categorías fasciales.(Tomado de Kumka y Bonar ²)	11
Tabla 2. Términos específicos para la descripción de los tejidos fasciales ..	12
Tabla 3. Efectos agudos de la ALM sobre la flexibilidad. (Tomado y adaptado a partir de Beardsley et al. ⁷⁴)	37
Tabla 4. Efectos crónicos de la ALM sobre la flexibilidad. (Tomado y adaptado a partir de Beardsley et al. ⁷⁴)	38
Tabla 5. Efectos agudos de la ALM sobre la fuerza, la potencia y la agilidad. (Tomado y adaptado a partir de Beardsley et al. ⁷⁴)	41
Tabla 6. Efectos de la ALM sobre el dolor muscular tardío. (Tomado y adaptado a partir de Beardsley et al. ⁷⁴)	42
Tabla 7. Datos descriptivos relativos a la edad y variables antropométricas para los sujetos masculinos.....	76
Tabla 8. Datos descriptivos relativos a la edad y variables antropométricas para los sujetos femeninos.....	77
Tabla 9. Medias para 6RM pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas y todos los ejercicios	107
Tabla 10. Diferencias entre las medias para 6RM pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas y todos los ejercicios .	107
Tabla 11. Medias para flexión y extensión de rodilla, dorsiflexión y flexión plantar de tobillo en dinamómetro isocinético, pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas en la pierna dominante y no dominante	110
Tabla 12. Diferencia entre las medias para flexión y extensión de rodilla, dorsiflexión y flexión plantar de tobillo en dinamómetro isocinético, pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas en la pierna dominante y no dominante	111
Tabla 13. Medias para prueba SJ pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas	117
Tabla 14. Diferencias entre las medias para prueba SJ pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas.....	117
Tabla 15. Medias para prueba SR pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas	118
Tabla 16. Diferencias entre las medias para prueba SR pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas.....	118

Tabla 17. Medias para prueba LM pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas	119
Tabla 18. Diferencias entre las medias para prueba LM pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas.....	119

ABREVIATURAS

ALM	Autoliberación miofascial
ADN	Ácido desoxirribonucleico
AM	Activación muscular
AP	Alineamiento postural
BF	Bíceps femoral
CD	Calentamiento dinámico
CM	Centímetros
EE	Estiramientos estáticos
EEA	Estiramientos estáticos activos
EEP	Estiramientos estáticos pasivos
EMG	Electromiografía
ER	Extensión de rodilla
ET	Elevación de talones
EVA	Etilenovenilacetato
EXT	Extensión
FCAT	Federative Committee on Anatomical Terminology
FLEX	Flexión
FLR	Flexión de rodilla
FNL	Facilitación neuromuscular propioceptiva
FR	Foam roller
GC	Grupo control
GEE	Grupo estiramientos estáticos
GFR	Grupo foam roller
HRST	High resistance strength training
HS	Horas
IMF	Índice de manifestación de fuerza
IEMG	Electromiografía integral
KG	Kilogramos
LM	Leg motion
MFV	Máxima fuerza voluntaria

MTU	Muscle tendon union
OT	Órganos tendinosos de golgi
PIDM	Protocolo para la inducción al dolor muscular
PMF	Pico máximo de fuerza
PVC	Policloruro de vinilo
RM	Roller massager
RM	Repeticiones máximas
ROD	Rodilla
ROM	Range of motion
SJ	Squat jump
SNC	Sistema nervioso central
SR	Sit & reach
TOB	Tobillo
VL	Vasto lateral

ANEXOS

- ANEXO 1. Consentimiento informado
- ANEXO 2. Informe de comisión ética institucional
- ANEXO 3. Par-Q de Shepard.
- ANEXO 4. Hoja diaria de entrenamiento.
- ANEXO 5. Escala de percepción del esfuerzo de OMNI 10.
- ANEXO 6. Hoja sesión de valoración

PREÁMBULO

PREÁMBULO

El conocimiento de distintas estrategias que colaboren en la mejora del desarrollo de la condición física de cada persona, se podría aludir como uno de los principales fundamentos para todos los deportistas, y/o docentes de la actividad física, que día a día persiguen la combinación idónea de las diferentes herramientas y variables técnicas posibles a ser aplicadas.

En los últimos años, el uso de un pequeño accesorio denominado foam roller (rodillo de espuma) se está extendiendo entre los practicantes de casi todo tipo de deportes y niveles condicionales. El principal motivo de su uso en las sesiones de entrenamiento (principalmente en los calentamientos y recuperación final o vuelta a la calma), es auto-valerse de los beneficios ya conocidos¹ de los masajes terapéuticos. En este caso, un conjunto de procedimientos denominado liberación miofascial², más adecuadamente expresado auto-liberación miofascial (ALM).

Los ejercicios de ALM se caracterizan por el uso del peso de su propio cuerpo para ejercer presión sobre el foam roller y realizar movimientos de rodamiento sobre su superficie, los cuales proporcionan efectos similares y habituales a los propios de una sesión de terapia manual. Una de las ventajas que se pueden otorgar a este procedimiento, reside en el hecho de que durante su realización se prescinde de la necesidad de un terapeuta u otra persona para garantizar su efectividad.

Los primeros estudios publicados tratan de relacionar la influencia que pudieran tener los tejidos fasciales con las estructuras subyacentes y su funcionamiento^{3,4}.

Después de haber revisado las publicaciones relacionadas con el uso de la liberación miofascial y ALM realizadas hasta el momento, pudimos constatar el creciente interés en conocer la influencia que pudiera existir entre ambas técnicas y las variables condicionales como la flexibilidad y la fuerza muscular.

Los primeros resultados muestran cierta relación entre la restricción de esos tejidos y los niveles de flexibilidad y fuerza muscular. Algunos estudios realizados han intentado averiguar⁵⁻⁸, si el uso previo de la ALM a la realización de pruebas de flexibilidad y fuerza muscular es beneficioso o no.

También hemos podido constatar, que gran parte de los resultados encontrados en la bibliografía revisada tratan aspectos relacionados con los efectos agudos de la aplicación de la ALM.

En este trabajo de investigación hemos querido averiguar los efectos que se pueden reproducir en un determinado periodo de duración, concretamente se pretende conocer la influencia que tendría el uso de la ALM versus estiramientos estáticos pasivos mantenidos sobre los niveles de movilidad músculo-articular y fuerza muscular, aplicando un programa de entrenamiento para la fuerza muscular en los miembros inferiores, con una duración de 5 ciclos de 2 sesiones semanales.

1.- INTRODUCCIÓN

1.- INTRODUCCIÓN.

En este apartado se exponen todos los aspectos básicos a estudiar y relacionar desde la perspectiva de las variables que se quieren comprobar, como la incidencia en el desarrollo de la fuerza muscular en las extremidades inferiores según la aplicación de las técnicas de liberación miofascial y los estiramientos estáticos mantenidos.

1.1.- LAS FASCIAS.

Una de las principales bases en la buena ejecución de un movimiento reside en la comprensión de cómo se origina, desarrolla y manifiesta el mismo. Por ese motivo, en estos últimos años el término “fascias” ha despertado gran interés en muchos colectivos vinculados al ámbito clínico, terapéutico y de estudio del movimiento. Término, quizás, no valorado adecuadamente por los anatomicistas^{9,10} y, en consecuencia, por todos los colectivos que están bajo la influencia del conocimiento generado por sus trabajos de investigación. Desde la contribución realizada por el médico anatomicista Vesalio, en el siglo XVI, siempre ha existido una línea de estudio sobre la comprensión del movimiento humano y toda su unidad funcional, con criterios puramente biomecánicos, reductores y de análisis compartido¹¹. Las fascias han sido consideradas en su momento simplemente material de relleno entre los huesos, la musculatura, los órganos y la piel, sin mayores propiedades que la de proteger las estructuras. Pero parecen tener características tan importantes como la creación de una red continua de tejidos que conectan, integran y se comunican entre todas las partes del cuerpo^{9,10}, influyendo directamente en el funcionamiento del mismo.

Dichas influencias están relacionadas con las respuestas adaptativas y biodinámicas de los sistemas: circulatorio, músculo esquelético y nervioso. Fascias, que a través de su red integradora y continua, conectan con todos los sistemas vitales interfiriendo en el funcionamiento de nuestra unidad biológica^{12,13}.

1.1.1.- Aproximación histórica sobre el concepto de fascia.

La primera vez que se tiene noticia sobre la utilización del término fascia data del siglo-I d.C., cuando el enciclopedista romano Celso transmitió la idea de un tejido que vendaba las heridas¹¹. Galeno, en el

mismo periodo, describe la fascia como un tejido relacionado con la piel en la parte subcutánea.

Más tarde hubo importantes contribuciones al respecto con trabajos de Vesalio (siglo XVI), anatomicistas como Speigel y Casseri (siglo XVII) y Wilson (siglo XVIII) que comienzan a reportar propiedades conectivas e integradoras de los tejidos o bandas fasciales^{9,11}.

En el año 1899, el médico americano Andrew Taylor Still proporciona algunas ideas sobre las propiedades que tienen las fascias referentes a la unidad, continuidad, conectividad, inducción, transmisión, modificación y adaptación, aspectos que se reproducen hoy en día en las definiciones más modernas.

En el año 2007 se celebró en la Universidad de Harvard-Boston el 1º Congreso Internacional de Investigación sobre las Facias¹⁴ (Fascia Research Congress), y posteriormente su 2º y 3º ediciones en los años 2009 y 2012, respectivamente^{15,16}, en los que se ha reflejado un gran interés por la investigación en el área de las fascias, como continuidad de las elevadas publicaciones efectuadas en los últimos 40 años, 200 publicaciones aproximadamente entre los años 1970 y 1980 y sobre las 1000 publicaciones en el año 2010¹⁷.

En la actualidad las definiciones más aceptadas son aquellas que incurren en el uso de términos que reflejan la idea de un tejido conectivo ininterrumpido que rodea, conecta, soporta, suspende, protege y divide^{9,10,12,13,15,18} todas las partes que conforman el cuerpo humano, que se extiende desde los pies a la cabeza y que es difícil de aislar y determinar su nomenclatura por partes. Y la formación de una red tridimensional que proporciona apoyo, soporte y capacidad de transmisión de fuerzas^{9,13,19-23}, son otros conceptos que se han ido incorporando a las definiciones más actuales.

1.1.2. - Conceptos relacionados y composición de las fascias.

Las fascias, como sistema de tejidos conectivos, se extienden a lo largo de todo el cuerpo a través de capas, vainas u hojas¹⁰, donde según su ubicación y profundidad asumen distintas funciones relacionadas con la protección, comunicación, transmisión de fuerzas y soporte, una a una o concomitantemente. Entre los términos relacionados, la nomenclatura^{9-12,14-17,23} usual va cambiando según criterios de funcionalidad o forma; fascia superficial, fascia profunda, aponeurosis, tejido conectivo denso, tejido conectivo areolar, entre otros, son algunos ejemplos de los términos¹⁶ más utilizados a día de hoy.

Un listado único que refleje con exactitud la tipología de las fascias es a veces pequeño, ambiguo, inexacto y confuso^{10,24-28}. En los últimos años los mayores esfuerzos de grupos de investigadores van en la dirección de la construcción de una nomenclatura común que ayude en el avance de nuevos hallazgos.

Entre los términos más utilizados, destacamos inicialmente la fascia superficial y la fascia profunda (figura 1), ambas juegan un papel importante en el buen funcionamiento de las estructuras corporales subyacentes (músculos y huesos). Compuestas por una red formada por fibroblastos, colágeno y elastina, la fascia superficial y fascia profunda deben contar con niveles adecuados de tensión y compresión para que permitan un deslizamiento mutuo entre ambas partes. De ese modo, dificultan la aparición de agregaciones y adherencias indeseadas, que podrían comprometer el funcionamiento óptimo de las partes subyacentes (muscular, circulatorio y/o nervioso).

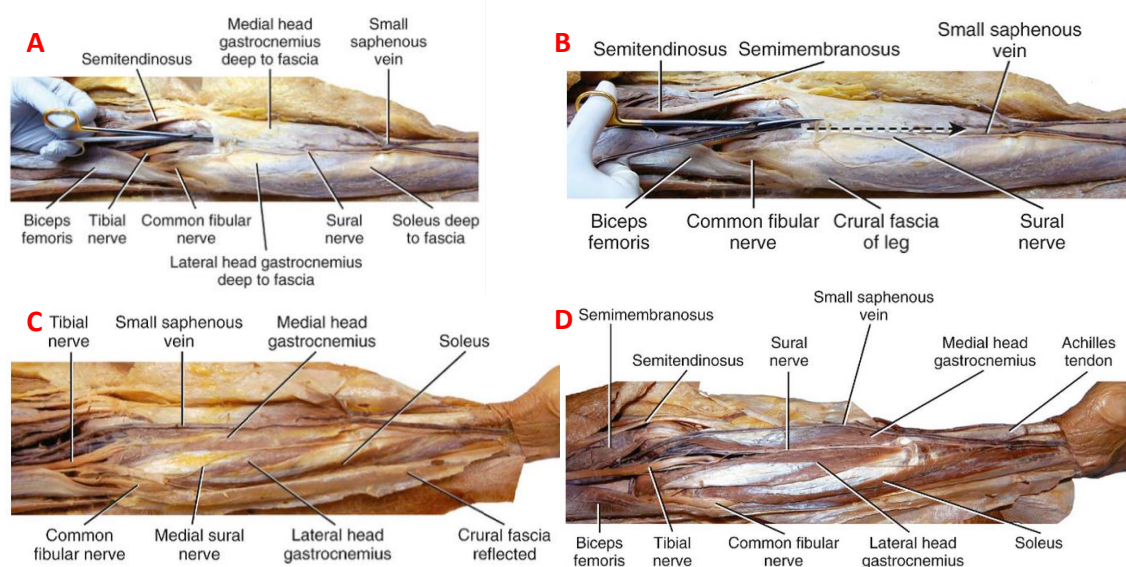


Figura 1. Secuencia de disección (A-D) de la fascia profunda de la parte posterior de la pierna (Tomadas y adaptadas de Loukas et al.²⁹)

Langevin y Huijing⁹, definen la fascia superficial como una capa envolvente que se encuentra directamente debajo de la piel, que contiene tejido conectivo denso areolar y con grasa.

En la fascia superficial podemos encontrar grandes cantidades de tejido conectivo laxo, o mejor definido, tejido no-denso areolar^{9,18,30}, está en contacto inmediato con la capa más superficial de la fascia profunda, indirectamente con los músculos subyacentes, permitiendo el deslizamiento entre ambas capas¹².

Capa de fascia superficial » Capa fascia profunda » Epimisis muscular

Su composición se caracteriza, en su mayor parte, por ser un tejido conectivo no-denso o areolar, que contiene fibras de colágeno y filamentos elásticos, dispuestos de forma irregular y dispersos.

A su vez e inmediatamente por debajo de la fascia superficial antes de llegar a la musculatura, la fascia profunda se define como una lámina continua de tejido conectivo denso, en su mayoría dispuesto irregularmente y limitando los cambios en la forma de los tejidos subyacentes. La fascia profunda puede dar continuidad con el epimisis y septos intermusculares y también puede contener capas de tejido conectivo areolar.

Su composición en su mayoría se caracteriza por ser un tejido conectivo fibroso y denso¹⁸, contiene fibras de colágeno estrechamente comprimidas alineadas en distintas direcciones, según las necesidades, bien sea para dar formas (figura1-conjuntos musculares) o soportar mayores cargas de resistencia. En este caso, el alto contenido de colágeno confiere a este tejido mayor fuerza de tensión y mayor rigidez⁹. Si la funcionalidad lo requiere pueden formar mallas de tejidos resistentes como en el caso de las cápsulas articulares. Pero también cuentan con cantidades abundantes de fibras elásticas, como es el caso del ligamento nual.

1.1.3. - Fascias y ciencia.

La comunidad científica, hasta hace unos años, únicamente buscaba información sobre las fascias en dos fuentes de publicaciones, como referencia. Una de ellas es el Comité Federativo sobre Terminología Anatómica (FCAT siglas de Federative Committee on Anatomical Terminology) 1998; y en la obra de Henry Gray (1858), la última revisión y publicación en 2008 (Gray's Anatomy, 2008).

Su colaboración para la comprensión de las funciones e importancia del tejido fascial en el cuerpo humano, siempre han estado más relacionados con la histología y la concepción de términos más familiares a la anatomía convencional^{26,30}. Quizás no prestando tanta atención a las latentes características que han empezado a conocerse con las nuevas investigaciones, una consecuencia de ello fue la realización del primer congreso internacional sobre fascias en 2007¹⁴.

Un tejido con capacidad de transmisión de fuerzas mecánicas, comunicación entre distintas partes del cuerpo (via propioceptores,

nociceptores y terminaciones nerviosas)^{10,26,30}, con capacidades plásticas (cambios en la matriz extracelular) para adaptarse a las fuerzas de tensión y compresión sometidas a las estructuras del cuerpo humano, son algunas de las tendencias en la investigación de los tejidos conectivos (fascias) al día de hoy.

Distintos trabajos están contribuyendo para la construcción de una esperada y comprensible terminología común. Todavía no podemos contar con una única denominación para un tejido que puede asumir funciones tan independientes como las que proponen Kumka y Bonar¹⁰. En su trabajo los autores, van más allá de la básica nomenclatura que asocia la profundidad ubicación y contactos directos en que se encuentran esos tejidos (ej.: fascia plantar, fascia crural; fascia superficial, intermedia o profunda), en la tabla 1 se puede ver su propuesta¹⁰, una categorización según sus funciones, terminología anatómica³¹ y características histológicas.

Tabla 1. Categorías fasciales. (Tomado de Kumka y Bonar²)

Fascias de Conexión:
<ul style="list-style-type: none"> - <i>Dinámicas</i>: papel importante en el movimiento, estabilidad; transmisión de fuerza a través de las miofascias; estado de pretensión muscular; (Fascia Pectoral, Toracolumbar, Trato Iliotibial, ...) <p style="text-align: center;">Tejido conectivo regular denso unidireccional; Colágenos tipos I,XII, XIV; filamentos de ActiMiosina; Corpúsculos de Pancini y terminaciones nerviosas.</p> <ul style="list-style-type: none"> - <i>Pasivas</i>: mantener la continuidad, fuerza de trasmisión pasiva; (Fascia Cervical, Aponeurosis del Bíceps, Aponeurosis Plantar,...) <p style="text-align: center;">Tejido conectivo regular denso multidireccional; Colágenos tipos I, III, XII, XIV; Elastina; Órganos tendinosos de Golgi; Corpúsculos de Pancini y Ruffini.</p>
Fascias Fasciculares:
<ul style="list-style-type: none"> - Proporciona fuerza de transmisión miofascial y “feedback” propioceptivo para el control de movimiento; (epimisis, endomisis, perimisis, ...) - Mantiene la protección de los nervios y los vasos; <p style="text-align: center;">Tejido conectivo laxo; regular denso multidireccional; irregular denso; Colágeno tipo I,III,IV,V,XII,XIV; Órganos tendinosos de Golgi.</p>
Fascias de Compresión:
<ul style="list-style-type: none"> - Proporciona efectos de compartimentación; almacenamiento de fuerzas de tensión y compresión; (Fascia Lata, Crural, Dorsal ...) - Influye en el retorno venoso; - Mejora la eficiencia muscular, propiocepción y la coordinación; <p style="text-align: center;">Tejido conectivo regular denso multidireccional; Colágeno tipo I, Elastina, Corpúsculos de Ruffini.</p>
Fascias de Separación:
<ul style="list-style-type: none"> - Compartimentaliza los órganos y regiones del cuerpo para mantener las funciones estructurales; (Fascia Endoabdominal, Endopélvica, ...) - Favorece el deslizamiento y reduce la fricción durante el movimiento; (Fascia Visceral Abdominal, Pleura, ...) - Responde al estiramiento y a la distensión; - Proporciona soporte físico y absorción de impactos; (Tejido subcutáneo del Abdomen...) - Limita la propagación de infecciones; <p style="text-align: center;">Tejido conectivo laxo; regular denso fusocelular; Colágeno tipo III,V,VII; Matrix Extracelular; fibras reticulares y elásticas,Elastina, Corpúsculos de Pancini y Ruffini.</p>

Por otra parte, Huijing y Lengevin⁹, sugieren incluir 12 términos específicos para su uso en la descripción del tejido fascial. En este caso, prefieren eliminar el término “laxo”, cuando hacen referencia al tejido conectivo no-denso o areolar. Los autores entienden que la terminología no es la más adecuada para un tejido que cuenta con características, por veces, bastantes antagónicas al término “laxo”.

En lo que se refiere a la musculatura, incluyen los septos intermusculares, epimisis, perimisis, endomisis y aponeurosis intra y extramusculares. En la tabla 2 podemos ver la terminología específica elegida por Huijing y Lengevin⁹, una nomenclatura más comprensiva respecto a los elementos que componen el tejido conectivo.

Tabla 2. Términos específicos para la descripción de los tejidos fasciales
(Tomado y traducido de Huijing y Langevin^{9,3})

-
- | | |
|-----|-----------------------------------|
| 1. | Tejido conectivo denso |
| 2. | Tejido No-denso o areolar |
| 3. | Fascia superficial |
| 4. | Fascia profunda |
| 5. | Septo intermuscular |
| 6. | Membrana interósea |
| 7. | Periostio |
| 8. | Tracto neurovascular |
| 9. | Epimisis |
| 10. | Aponeurosis intra y extramuscular |
| 11. | Perimisis |
| 12. | Endomisis |
-

La composición morfológica del tejido conectivo va cambiando en función de las necesidades locales, otorgando a la red de tejidos fasciales, presente en todo el cuerpo, una gran capacidad de adaptación^{30,32}. Mediante los ajustes en la cantidad de colágeno (arquitectura, dirección de las fibras, densidad y rigidez de los tejidos) podemos entender las propiedades específicas de cada tejido.

En el trabajo de Dr. Scheip^{30,32}, se aporta una representación gráfica (figura 2) para facilitar la comprensión de las características específicas del tejido fascial. Estos tejidos difieren en cuanto a su densidad y dirección de alineamiento de las fibras de colágeno. En el caso de la fascia superficial, encontramos un tejido de densidad laxa y, en su mayoría, un alineamiento de las fibras de colágeno multidireccional (irregular).

Mientras, en la fascia profunda encontraríamos un tejido mucho más denso, más acorde con sus funciones de compresión de estructuras. Igualmente, en los tendones y ligamentos encontramos un tejido más denso, aunque, con un alineamiento de las fibras de colágeno más unidireccional (regular). En la fascia intramuscular (septo, perimio y endomio) quizás se vean varios niveles de direccionalidad y densidad. Todo ello según las necesidades de cada estructura, ya sea, capacidad de deslizamiento, soportar cargas, dar forma o separar estructuras.

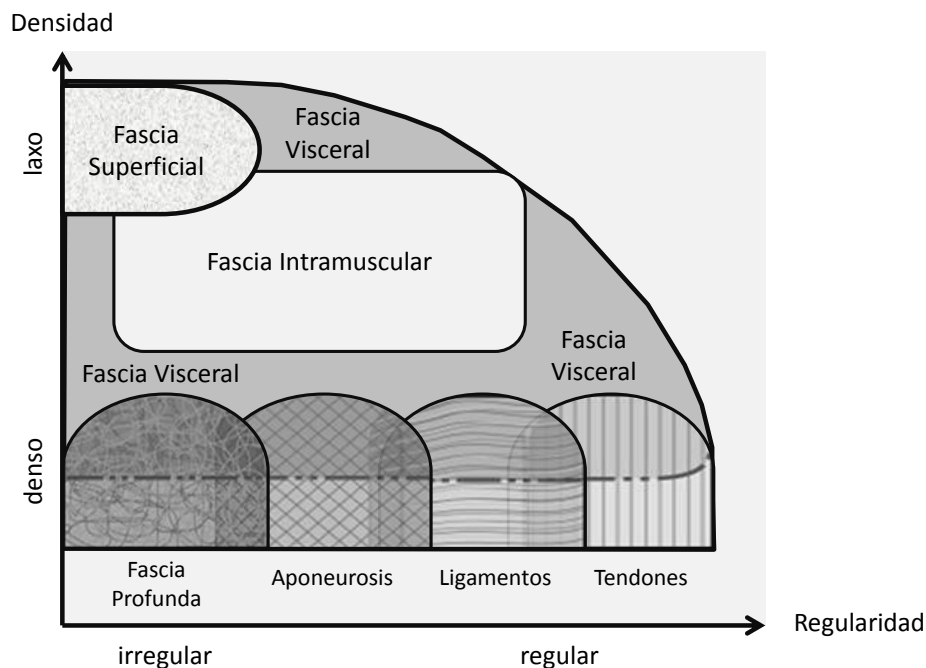


Figura 2. Distribución y características de tejidos conectivos y fasciales.
(Tomado y traducido Schleip et al.⁹)

1.1.4. - El tejido conectivo y los músculos de los miembros inferiores.

El objeto principal de este estudio está íntimamente ligado con la relación existente entre en tejido conectivo y su estructuras subyacentes, más específicamente en los miembros inferiores, y su hipotética interferencia en el desarrollo de la fuerza muscular y flexibilidad.

Tenemos especial interés por las características encontradas en los tejidos conectivos que están en contacto directo con la musculatura y articulaciones estudiadas, en este caso, los flexo-extensores de las articulaciones de la rodilla y tobillo.

Por ello, antes de continuar con el desarrollo del marco teórico relacionado con las fascias, dedicaremos las siguientes páginas a la descripción de la musculatura utilizada en este estudio.

1.2.- DESCRIPCIÓN DE LA MUSCULATURA.

Los músculos que se van a describir en este apartado son los principales en los que se basa el estudio e incidencia en el entrenamiento de la fuerza muscular, como son los flexo-extensores de caderas, flexo-extensores de rodillas y flexo-extensores de tobillos.

1.2.1. - Músculos responsables de la extensión de rodilla.

Una gran masa voluminosa situada en la superficie anterior del muslo está conformada por cuatro músculos denominado cuádriceps femoral, cuya principal acción es la extensión de la rodilla, aunque a través del Recto Femoral también contribuye en la flexión de cadera³³.

* **Recto Femoral Anterior.** Es un músculo bipenniforme (caracterizado por tener los fascículos musculares en oblicuo respecto a los tendones), es uno de los 4 músculos (figura 3) que componen el conjunto de músculos primarios o cuádriceps femoral, responsable de la extensión de rodilla y flexión de cadera. Su origen proximal consta de 2 cabezas contiguas, una en la espina iliaca antero inferior y la otra en un área rugosa inmediatamente encima del acetábulo³³. Sus inserciones distales están en el borde superior de la rótula (tendón rotuliano) y en la tuberosidad tibial (ligamento rotuliano).



Figura 3. Recto femoral Anterior.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

* **Vasto Lateral.** Este músculo (figura 4) está situado en la cara anterolateral del muslo, al lado del recto femoral, su origen proximal se caracteriza por ser extensa y lineal, se inicia en la parte lateral superior de la línea intertrocantérea, al borde inferior del trocánter mayor, al lado lateral de la tuberosidad glútea y a la mitad inferior del labio lateral de la línea áspera. También se inserta en la fascia lata y al tabique intermuscular lateral³³. En este caso, se aprecia el papel importante de las inserciones entre los tejidos conectivos a la hora de

proporcionar la transmisión de fuerzas^{9,13,23}, reforzando dicha teoría. Además, aporta otras justificaciones a la hora de explicar el conjunto de contracciones simultáneas entre músculos sinérgicos, que no son únicamente el concepto de palanca articular y la expresión del movimiento.

En la parte distal nace un tendón ancho que se inserta en el recto femoral y en la base y borde lateral de la rótula. De ahí, algunas fibras pasan hasta la parte anterior del cóndilo lateral de la tibia y se mezclan con la banda iliotibial, expandiéndose en una línea que se inserta en la tuberosidad tibial³³.

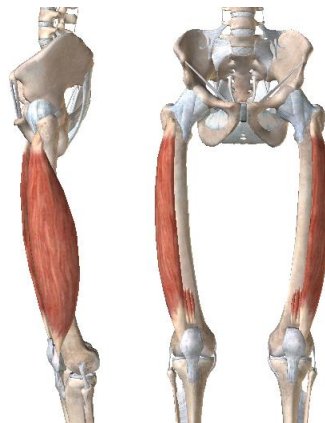


Figura 4. Vasto lateral.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

* **Vasto Medial.** Este músculo se halla situado a la cara anteromedial del muslo, en el centro del músculo recto femoral. Su origen proximal es lineal y extenso, comienza en el extremo medial inferior de la línea intertrocantérea, extendiéndose hacia abajo cerca de la cara medial del extremo superior de la diáfisis de la línea espiral, en el labio medial de la línea áspera, que continúa por los dos tercios de la línea supracondílea medial, el tabique intermuscular medio y el tendón del músculo aductor magno³³.

En la parte distal, el vasto medial (figura 5) se inserta en el tendón del recto femoral, en el borde medial de la rótula y en la parte anterior del cóndilo medial de la tibia. Las expansiones que cruzan la rodilla se insertan en la tibia, sustituyen la cápsula articular y se fusionan con las fascias profundas³³.



Figura 5. Vasto medial.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

* **Vasto Intermedio.** Este músculo (figura 6) está dispuesto en la parte más profunda del cuádriceps femoral, entre los músculos vasto medial y lateral. Su origen proximal se encuentra en las superficies anterior y lateral del fémur. Sus fibras se extienden hacia abajo formando un ancho tendón en su parte más superficial. Su inserción distal es en la parte más profunda de los tendones del recto femoral y de los vastos (medial y lateral), así como en la base de la rótula.

No solo con los vectores de fuerza muscular se puede explicar la sinergia existente entre los músculos que componen el cuádriceps femoral a la hora de realizar la extensión de la rodilla. Se suman aquí el hecho de que anatómicamente queda patente la unión/fusión de los tejidos conectivos que comparten la musculatura referida.



Figura 6. Vasto intermedio.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

* **Tensor de la fascia lata y tracto iliotibial.** Este músculo (figura 7) está situado en la cara anterolateral de la articulación de la cadera, superficial al Glúteo Menor. Su origen proximal parte desde la porción anterior del labio externo de la cresta ilíaca, entre el tubérculo

ilíaco y la espina ilíaca anterosuperior, en el área de la superficie glútea, en la fascia superficial debajo de ella^{33,34}, en la fascia profunda entre el glúteo menor y la fascia que recubre su superficie. Su parte distal se inserta en la banda iliotibial, que a su vez se inserta en el cóndilo lateral de la tibia.



Figura. 7. Tensor de la fascia lata y tracto iliotibial.
(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

Juntos, además de su participación en la flexión, abducción y rotación medial de la articulación coxofemoral, colabora en la estabilización y movimientos del fémur sobre la tibia, y participa en la extensión de la rodilla.

1.2.2. - Músculos responsables por la flexión de la rodilla.

Los músculos que intervienen en la flexión de la rodilla son los Isquiotibiales (Semitendinoso, Semimembranoso y Bíceps Femoral), Gastrocnemio, Recto interno y Sartório. A continuación se describen uno a uno.

Los músculos Isquiotibiales son un conjunto de músculos formados por el semitendino, semimembranoso y bíceps femoral que intervienen, además de la extensión de la cadera, en la flexión de la rodilla y rotación de la rodilla cuando está flexionada. De la misma manera que su homónimo contrario (cuádriceps femoral), que forma una gran masa muscular, en este caso en la parte posterior del muslo.

* **Semitendinoso.** El origen proximal del músculo Semitendinoso (figura 8) lo encontramos en la “carilla medial inferior”³³ de la sección lateral de la tuberosidad isquiática. Su tendón se combina con el músculo bíceps femoral (fusión de tejidos conectivos), y ambos recogen juntos una corta distancia. Es un músculo fusiforme que en seguida pasa a adquirir la forma de un largo tendón, justificando su nombre.



Figura 8. Semitendinoso.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

Su inserción distal destaca tras haber avanzado hacia abajo y medialmente por detrás del cóndilo medial del fémur, para insertarse en una línea vertical sobre la superficie medial del cóndilo medial de la tibia, detrás del músculo sartorio, y detrás y debajo de la inserción del músculo Recto Interno³³.

Semimembranoso. Este músculo (figura 9) está situado en el lado posterior medial del muslo, en su sección inferior, a nivel profundo del músculo semitendinoso. Su origen proximal se inicia en la “carilla lateral”³³ superior de la tuberosidad isquiática compartiendo un fuerte tendón membranoso con los músculos semitendinoso y bíceps femoral. En la parte distal del músculo surge un segundo tendón membranoso (aponeurótico) que se inserta en el surco horizontal situado sobre la superficie posteromedial del cóndilo medial de la tibia³³. Sus fibras de extienden hacia todas la direcciones, pero principalmente hacia arriba lateralmente, formando el ligamento poplíteo oblicuo.



Figura 9. Semimembranoso.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

* **Bíceps Femoral.** Este músculo (figura 10) está compuesto por dos porciones, una larga y otra corta. Está situado en la cara

posterolateral del muslo. Su origen proximal se inicia conjuntamente al tendón del músculo semitendinoso en la carilla medial inferior de la tuberosidad isquiática (fusión entre tejido conectivos) y se extiende sobre el ligamento sacrotuberoso. Los dos músculos descienden juntos hasta que se separan en dos músculos individuales (semitendinoso y bíceps femoral). Luego se estrechará para unirse a la cabeza (porción) corta del bíceps femoral³³.

En la porción corta encontramos su inserción superior en la mitad inferior del labio lateral de la línea áspera. Al acercarse a la rodilla encontramos su inserción distal, el tendón del bíceps femoral se inserta en la cabeza del peroné, y al dividirse en dos partes las fibras del tendón se unen al ligamento, mientras que otras se insertan en el cóndilo lateral de la tibia y otras en la cara del tabique intermuscular lateral.



Figura 10. Bíceps femoral.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

* **Gastrocnemio.** Este músculo (figura 11) está formado por dos vientres situados en el dorso de la pierna, su origen proximal nace en los cóndilos medial y lateral del fémur. La cabeza medial por detrás de la cresta supracondílea medial y el tubérculo del aductor sobre la superficie poplíteo del fémur³³. La cabeza lateral se inserta a partir de la superficie externa del cóndilo lateral del fémur, por encima y detrás del epicóndilo lateral. Existe aún una inserción adicional en ambas cabezas que se insertan en la cápsula articular de la rodilla y en el ligamento poplíteo oblicuo.

En su recorrido descendiente las dos cabezas siguen su curso unidas pero sin llegar a mezclarse, en el tramo final se insertan en la superficie posterior de un tendón membranoso que se fusiona con el tendón del músculo sóleo, formando así la sección superior del tendón de Aquiles³³. Ese tendón sigue su curso hacia el calcáneo donde se expande y se inserta junto a la cara posterior de la articulación del tobillo.



Figura 11. Gastrocnemio.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

Su acción principal, que veremos más adelante, está vinculada con la flexión plantar, y también está presente entre los músculos que trabajan sinérgicamente en la flexión de la rodilla.

* **Recto interno.** El músculo Recto Interno (figura 12) está situado en el lado medial del muslo, su origen proximal parte del la cara anterior del cuerpo del pubis, y su rama inferior, justo invadiendo el espacio de la rama del isquion³³. Encontramos su inserción distal en la porción superior de la superficie medial del cuerpo de la tibia. Esta inserción está por encima del músculo semitendinoso y fusionada con la del músculo sartorio.

Sus acciones musculares están presentes en la aducción del muslo y, de una manera más destacada, en las acciones de flexión de la rodilla.



Figura 12. Recto interno.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

* **Sartorio.** El origen proximal de este músculo (Figura 13) parte de la espina iliaca anterosuperior y en el área situada justo debajo. Desciende en sentido medial e inferior insertándose en una línea vertical del lado medial del cuerpo de la tibia (fusión con la inserción del

recto interno). Algunas de las fibras de su tendón llegan hasta el ligamento colateral medial y la fascia de la pierna³³.



Figura 13. Sartorio.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

1.2.3.- Músculos responsables de la flexión plantar del tobillo.

* **Gastrocnemio.** Este músculo, junto al Sóleo, es el principal músculo flexor plantar de la articulación del tobillo. Actúa en su máxima expresión de fuerza cuando la articulación de la rodilla está en extensión³³. Una descripción más extendida sobre sus inserciones y recorrido está en la sesión anterior donde se describe la musculatura flexora de la rodilla, donde el gastrocnemio (figura 11) también participa de manera activa.

* **Sóleo.** Este músculo (figura 14) está situado a nivel profundo por debajo del gastrocnemio. Sus inserciones proximales están en la línea del sóleo en la superficie posterior de la tibia, en la superficie posterior del tercio superior del peroné y en un arco fibroso entre las inserciones óseas (membrana ósea)³⁵.

Luego se extiende hacia abajo y a nivel profundo forma un tendón que se desliza sobre la superficie profunda del gastrocnemio. Su inserción distal se inicia con la fusión entre los dos tendones (sóleo y gastrocnemio) para formar la porción superior del tendón de Aquiles.

Sigue por detrás de la articulación del tobillo y se inserta en la parte media de la superficie posterior del calcáneo. Junto al gastrocnemio es uno de los principales músculos flexores plantares del tobillo.



Figura 14. Sóleo.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

* **Plantar.** Este músculo (figura 15) es delgado y largo, situado en un nivel intermedio entre el sóleo y el gastrocnemio. Su origen proximal está en la parte inferior de la cresta supracondílea lateral, en la parte adyacente de la superficie poplítea del fémur y en la cápsula articular de la rodilla. Su tendón se extiende oblicuamente entre los músculos sóleo y gastrocnemio, saliendo por el lado medial del tendón de Aquiles. Su inserción distal tal vez se inserte en el tendón de Aquiles o en la superficie posterior del calcáneo³³.



Figura 15. Plantar.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

* **Peroneo largo.** Es un músculo largo (figura 16), está situado en la parte lateral de la pierna. Su origen proximal está en el cóndilo lateral de la tibia, junto al músculo extensor largo de los dedos y dos tercios superiores de la superficie lateral del peroné. También tiene su inserción en el lado lateral de la cabeza del peroné, por delante y detrás, insertándose en los tabiques intermusculares y en la fascia que rodea el músculo. Su inserción distal después de haber pasado por debajo del tubérculo peroneo sobre el calcáneo, lateralmente por el lado inferolateral del cuboides, finalmente llegando a su inserción final en

las superficies plantar y lateral de la cuña media y la base del primer metacarpiano³³.

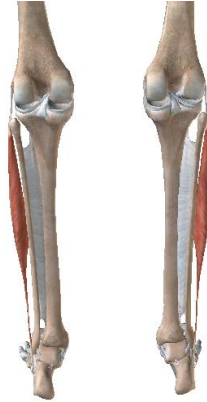


Figura 16. Peroneo largo.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

* **Tibial posterior.** Este músculo (figura 17) está situado en la parte posterior de la pierna, siendo el músculo más profundo en el dorso de la pierna. Su origen proximal está en la mitad superior de la cara lateral de la superficie posterior de la tibia bajo la línea del sóleo, la membrana interósea, la superficie posterior del peroné entre la cresta medial y el borde interóseo, y la fascia que lo cubre en sentido posterior³³.



Figura 17. Tibial posterior.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

Su tendón, distal, después de haber pasado por detrás del maléolo medial y medialmente a los músculos flexor largo del dedo gordo y flexor largo de los dedos, se inserta en el tubérculo del lado medial del navicular y en la superficie plantar de la cuña media.

* **Flexor largo de los dedos.** El músculo Flexor largo de los dedos (figura 18) está situado en la parte posterior de la pierna, su recorrido pasa mayoritariamente a nivel profundo del sóleo. Su origen proximal está en la parte medial de la superficie posterior de la tibia por debajo de la línea del sóleo, también en la fascia transversal profunda

que la rodea³³. Su tendón se forma unos tres dedos por encima del maléolo medial, junto al del músculo Tibial posterior (comparten tejido conectivo). De aquí sigue su recorrido hacia la planta del pie, donde en su cara lateral se une a su tendón del músculo flexor accesorio (cuadrado plantar). En ese punto se divide en cuatro tendones individuales, uno para cada uno de los dedos laterales, en las bases de las falanges distales de cada dedo lateral se inserta finalmente.



Figura 18. Flexor largo de los dedos.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

* **Flexor largo del dedo gordo.** El músculo Flexor largo del dedo gordo (figura 19) está situado a nivel profundo, por debajo del Triceps Sural (gastrocnemio, sóleo y plantar), bajo la fascia profunda del compartimiento posterior de la pierna. Su origen proximal está en los dos tercios inferiores de la superficie posterior del peroné y de la fascia adyacente. Su tendón, avanza hacia delante a nivel profundo y cruza la cara posterior de la articulación del tobillo, lateral al músculo flexor largo de los dedos. En la planta del pie discurre a nivel superficial, en su inserción distal se inserta en la superficie plantar de la base de la falange distal³³.



Figura 19. Flexor largo del dedo gordo.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

1.2.4. - Músculos responsables de la dorsiflexión del tobillo.

* **Tibial anterior.** El músculo Tibial Anterior (figura 20) está situado en la parte anterior de la pierna y lateral al borde anterior de la tibia. Fuertemente cubierta por tejido fascial, su inserción superior comienza en la superficie profunda de ese tejido fascial (fascia profunda), en los dos tercios superiores de la superficie lateral de la tibia y en la parte contigua de la membrana interósea³³. Su tendón se extiende hacia el extremo distal de la tibia, donde se inserta distalmente en el lado medial de la cuña media y en la base del primer metatarsiano.



Figura 20. Tibial anterior.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

* **Extensor largo de los dedos.** Este músculo (figura 21) se halla en la cara anterior de la pierna, lateralmente al músculo tibial anterior y cubriendo el músculo extensor largo del dedo gordo. Su origen proximal está en los dos tercios superiores de la superficie anterior del peroné, en la fascia profunda y en la parte superior de la membrana interósea adyacente³³ (se observa como en esta inserción el reparto de superficies se da entre una superficie ósea y dos superficies de tejidos conectivos). Su tendón discurre hacia la parte anterior del pie, a nivel profundo del retináculo superior de los músculos extensores, antes de alcanzar la base de los metatarsianos de los dedos laterales se divide en cuatro tendones separados.

Cada tendón forma una expansión membranosa triangular (vaina extensora). Su inserción distal se encuentra en la base de la falange media y en la base de la falange distal (vaina extensora)³³.



Figura 21. Extensor largo de los dedos.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

* **Extensor Largo del Dedo Gordo.** Este músculo (figura 22) está situado entre los músculos tibial anterior y extensor largo de los dedos, a nivel profundo, en la parte anterior de la pierna. Su origen proximal está en la mitad medial de la superficie anterior del peroné y de la membrana interósea adyacente. Su tendón se forma en la misma parte anterior, pasando por debajo del retináculo superior de los músculos extensores, hasta llegar a la base del dedo gordo del pie.

Tras haber pasado por la superficie anterior del pie (primer metatarsiano y falange proximal), finalmente se inserta en la superficie dorsal de la base de la falange distal³³.



Figura 22. Extensor largo del dedo gordo.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

* **Peroneo anterior.** El músculo Peroneo Anterior (figura 23) está en la cara lateral inferior de la pierna. Su origen proximal está en la parte anterior del cuarto inferior del peroné contiguo a la inserción del músculo extensor largo de los dedos (sin espacios intermedios entre ellos)³³ y del tabique intermuscular y la fascia adyacente.

Su tendón pasa a nivel profundo del retináculo superior y luego por el retináculo inferior hasta insertarse en la cara medial de la base del quinto metatarsiano.



Figura 23. Peroneo anterior.

(Tomado de Anatomy & Physiology-Visible Body, versión 1.6.00; 2007-2014).

1.3.- EL TEJIDO FASCIAL Y LA MUSCULATURA.

En los subcapítulos anteriores, describimos la musculatura implicada en las acciones músculo-articulares objeto principal de este estudio. Y como se puede observar, en distintas ocasiones los orígenes e inserciones musculares comparten tejidos fasciales, aponeurosis, membranas óseas o bien sus tendones se fusionan para poder seguir con su unión hasta su inserción final, o sencillamente su inserción no es exclusivamente “ósea” sino que también es fascial.

Todo ello nos hace pensar hasta qué punto pudieran interferir esas inserciones contiguas, fusiones o simples conexiones entre tejidos conectivos, en la transmisión de fuerzas musculares (ej.: via epimisio)^{20,21} originaria de una o múltiples contracciones de las fibras musculares que componen los fascículos musculares (revestidas por endomisio y perimisio, respectivamente).

En los últimos años se están dando a conocer estudios^{19-22,36} que colaboran en la ampliación de ese enfoque, principalmente a la hora de entender todas las partes implicadas en el proceso de una acción músculo-articular, más allá de una simple aproximación entre origen e inserción.

Conceptos como fuerza Epimuscular (transmisión de fuerzas a la estructura ósea por otras vías distintas a las provenientes del concepto “origen” e “inserción”)²¹, o transmisión de fuerzas intermuscular (músculos adyacentes agonista y antagonistas)¹⁹ y transmisión de fuerzas intramuscular (estructuras colindantes y subyacentes, vasos sanguíneos, nervios y tejidos conectivos)¹⁹ ayudan a dar cuerpo a

hipótesis que amplíen nuestra comprensión en el proceso de acción muscular-movimiento.

Quizás las superficies de encuentro y contacto a través de los tejidos conectivos entre músculos que comparten o no direcciones de haces musculares, colaboren en gran medida en las sinergias existentes entre las acciones musculares, siempre que ese entramado de tejidos esté en condiciones equilibradas (tensión fisiológica) entre las fuerzas de tensión y compresión que lo rigen. Por el contrario, su rigidez, acarrearía un mal funcionamiento de las partes implicadas y subyacentes.

Estudios como los de Huijing y Jaspers³⁶, o Tian et al.¹⁹, destacan la probable participación de los tejidos conectivos en la transmisión de fuerzas entre las Unidades Músculo-Tendón (MTUs – Muscle-Tendon Units) adyacentes y subyacentes. En sus trabajos no solo han encontrado trasmisiones de fuerza entre las MTUs adyacentes “transmisión de fuerza miofascial intermuscular” o también en estructuras no-musculares subyacentes como nervios, vasos sanguíneos y tejidos conectivos “transmisión de fuerza miofascial extramuscular”.

Es de común conocimiento que en el movimiento humano las contracciones musculares transmiten sus fuerzas de una manera secuenciada y en serie entre las aponeurosis (origen), tendones (inserción) y huesos.

Sin embargo, otros hallazgos nos invitan a ampliar esa visión hasta ahora limitada a lo descrito anteriormente. La transmisión de fuerzas se puede dar también en direcciones perpendiculares (músculos peniformes) y laterales (músculos adyacentes). Bojen-Moller et al.²² y Tian et al.¹⁹, han verificado como la actividad muscular (vía movimientos pasivos o estimulación eléctrica directa) del Gastrocnemio Medial acarrea diferencias de longitud en las fibras musculares del Sóleo, confiriendo a la unidad epimuscular (vía epimisio) la capacidad de transmisión de fuerza intermuscular entre los referidos músculos.

Aunque sin haber podido profundizar mucho más, en cuanto a las magnitudes de esas fuerzas, los autores, sí destacan la posible funcionalidad de las fuerzas de soporte (force-bearing)²² o capacidad de carga (load-bearing)²². Así, la transmisión de fuerzas de soporte a sus “vecinos” agonistas y antagonistas, originarios de la contracción de las fibras musculares de los músculos activos, podría restar sobrecargas destinadas única y exclusivamente al mecanismo de contracción músculo-tendón. La principal ventaja, pudiera ser en las acciones sinérgicas derivadas de ese supuesto mecanismo a la hora de

contrarrestar²² las consecuencias del sobreuso de distintos tendones y articulaciones.

* **Tejido conectivo intramuscular.** La unidad muscular como tal, cuenta con distintos compartimentos que a través del tejido conectivo (vainas) recubre cada una de las partes que lo conforman. Como se ha podido ver en los párrafos anteriores, el tejido conectivo tiene funciones importantes en lo que se refiere a la transmisión de fuerzas generadas por el músculo, no solo a lo largo y hacia el tendón, como también hacia fuera de la unidad músculo-tendón. Se ha demostrado³⁶ que entre un 30-40%³⁷⁻³⁹ de esa fuerza es transmitida hacia las unidades o estructuras adyacentes al músculo en contracción. En ese sentido, observamos cómo además de dar forma a los espacios limítrofes de las partes internas y externas del músculo, el tejido conectivo también puede interferir en la partes adyacentes (intra e intermuscular) puesto que sus conexiones (figura 24) son evidentes e inherentes.

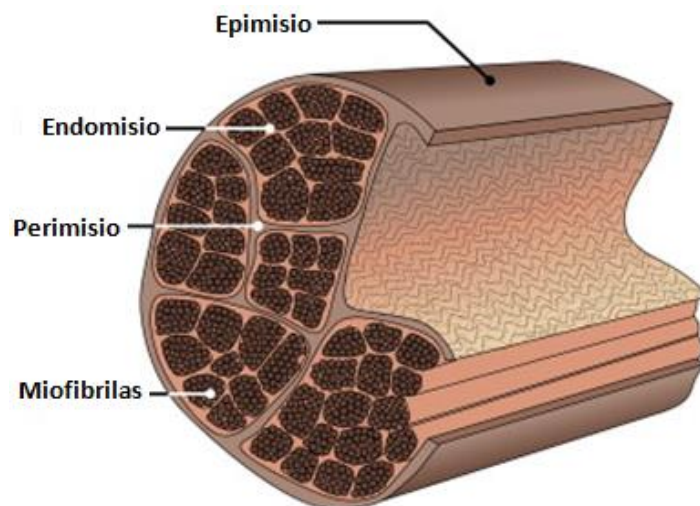


Figura 24. Distribución de los tejidos intramusculares (tomado y traducido de Purslow et al.³⁹)

La unidad muscular presenta separaciones que hacen que cada fibra muscular pueda actuar de manera independiente. Todo ello, en parte, gracias a la presencia del tejido conectivo que separa cada una de las partes del músculo, delimitando las partes desde la unidad muscular, hasta la acción final del sarcómero, dentro de cada miofibrilla, que componen las fibras musculares.

* **Endomisio.** El endomisio está ubicado a nivel profundo en la unidad muscular, es una malla de tejido conectivo que separa individualmente^{18,39-41} las fibras musculares. Está compuesto básicamente por fibras de colágeno (tipo III, IV, V y poca cantidad del tipo I), matrices de proteoglicanos y fibras de elastina. A través del endomisio se transmite la fuerza generada por cada fibra muscular,

hacia las fibras musculares próximas y consecuentemente hacia el fascículo (perimisiso) del que forma parte. En esa malla que recubre cada fibra muscular, las fibras de colágeno se presentan bajo la forma ondulada y organizada oblicuamente alrededor de 55° respecto al eje longitudinal del cuerpo⁴¹.

Existen 3 tipos de conexiones que se originan en el endomisio^{36,41}.

a-Endomisio capilar (lamina basal hacia las miofibrillas a nivel de líneas-Z en el sarcómero)

b-Endomisio miocito (perpendicular entre dos fibras musculares, penetrando en la lámina basal)

c-Endomisio fibra muscular (longitudinalmente a la fibra muscular, paralelo a cada miofibrilla que se inserta dentro del sarcolema a la línea-Z)

Entre sus funciones, destaca la capacidad de permitir el libre deslizamiento entre las fibras musculares, la transmisión de fuerzas en sentido lateral a la dirección de la disposición de las fibras musculares (capacidad de compartir cargas) y mantener³⁹ o aumentar la longitud de fibras adyacentes. Además de formar una matriz que coordina la fuerza de transmisión entre las fibras en un fascículo y mantener las fibras en un registro uniforme.

* **Perimisiso**. Es una red continua de tejido conectivo que divide en fascículos o haces de fibras musculares^{18,39,40}. Los fascículos trascurren a lo largo del músculo de tendón a tendón, y las terminaciones (proximal y distal) de las fibras musculares se fusionan con el perimisiso, que a su vez, forma un denso pliegue con el tendón o aponeurosis (unión miotendinosa). La red de tejido conectivo que forma el perimisiso se funde con el epimisiso en la superficie muscular, estando así conectado mecánicamente con este. Compuesto en su mayoría por fibras de colágenos (tipo I, III, IV, V, VI y XII), matrices de proteoglicanos y pequeñas cantidades de fibras elásticas. El colágeno del tipo I confiere al perimisiso una destacada capacidad de tracción⁴¹. De esa manera, se denota el importante papel del perimisiso en la transmisión de fuerzas hacia las estructuras óseas. Entre sus principales funciones destacan:

- El importante papel estructural y de contención; la disposición de sus fibras de colágeno a lo largo de la red de tejido conectivo organiza las fibras musculares en fascículos.
- El establecer conexiones entre las fibras musculares sinérgicas que se encuentran en los fascículos musculares adyacentes, encauzando las fuerzas generadas hacia el mismo tendón.
- La unión entre las fibras musculares que no pasan por toda la longitud del vientre muscular. Y, por ende, no tienen conexión

directa con los tendones/aponeurosis de los orígenes e inserciones.

- La garantía de una relativa independencia de los fascículos musculares durante la contracción muscular.

En la superficie del perimisio (fascículo muscular) su tejido conectivo se funde y se une a la perfección con el epimisio, con que es bastante fácil intuir la interrelación entre esas dos capas de tejido conectivo intramuscular.

* **Epimisio.** Es la capa de tejido conectivo que envuelve^{18,39-41} la unidad muscular, conjuntamente con las capas subyacentes, delimita y da forma al músculo. Compuesto por fibras de colágeno de largo diámetro, es la capa más gruesa de todos los elementos que componen los tejidos conectivos intramusculares. En los extremos del músculo este tejido conectivo se espesa antes de fusionarse con los tendones y aponeurosis de origen e inserción que convergen en un paratendón.

Sus fibras de colágeno, al igual que en las capas más profundas de tejido conectivo intramuscular (perimisio y endomisio), están dispuestas oblicuamente al eje longitudinal del cuerpo en un ángulo aproximado de 55°.

En los músculos fusiformes esa disposición permite al epimisio resistir a las fuerzas pasivas generadas por la elongación y deformación fisiológica del músculo, contrario al tendón donde sus fibras de colágeno están dispuestas longitudinalmente al eje del cuerpo.

En los músculos penniformes, las fibras de colágeno reflejan principalmente la progresión de las fibras musculares, formando una lámina densa que a menudo actúa como un tendón o una aponeurosis superficial que se inserta en el tejido conectivo del aparato locomotor, o en los músculos adyacentes (ej.: la expansión del glúteo mayor en el tracto iliotibial)⁴¹.

La presencia de un tono basal constante de contracción de las fibras musculares, mantiene a todos los tejidos conectivos intramusculares en un estado de tensión permanente (tensión fisiológica), más o menos elevada⁴¹. Esa presión interna generada, ayuda a mantener las limitaciones de las unidades musculares, además de colaborar en el funcionamiento de estructuras adyacentes (circulación de fluidos, vasos sanguíneos y matriz extracelular).

Se pueden destacar como principales funciones:

- La contención y limitación de la expansión muscular a través de la disposición de capas concéntricas de fibras de colágeno.

- La transmisión de fuerzas recibidas desde el perimio y directamente de las inserciones dentro de las partes del músculo; esas fuerzas llegan directamente a los tendones y aponeurosis.
- La dotación en el músculo de una superficie que permite el deslizamiento entre las estructuras circundantes y viceversa.

Entre las fibras de colágeno pueden ser encontradas^{41,42} sustancias fundamentales ricas en ácido hialurónico. Esto permite una mayor capacidad de deslizamiento de las fibras de colágeno, y cuando son demandadas, con poca fricción, proporcionando una buena movilidad relativa. La presencia de ácido hialurónico es la sustancia fundamental del epimio, es lo que le da a cada vientre muscular una independencia relativa de los elementos que lo rodean.

La fuerza generada por las contracciones de las estructuras internas del músculo (miofibrillas, fibras, fascículos), conjuntamente a la orientación de esas fibras, además de ser contrarrestada por las fuerzas del propio epimio y los tejidos circundantes, proporcionan el equilibrio de fuerzas necesarias para mantener un tono basal de tensión y permitir la realización libre, en este caso, de una acción muscular (simple o compleja).

1.3.1.- Liberación Miofascial.

Las terapias manuales engloban un amplio número de técnicas que se usan para el tratamiento de las disfunciones neuro-músculo-esqueléticas^{43,44}. Los principales objetivos de esas técnicas son el alivio sintomático del dolor y el incremento de la movilidad y funcionalidad articular^{3,45}. Además de proporcionar efectos fisiológicos que ayudan en los procesos de recuperación para el incremento del rendimiento físico^{44,46}, las terapias manuales por medio de los masajes buscan un estado de elongación óptimo y permanente de los tejidos conectivos, los cuales pueden verse restringidos por fuerzas específicas externas.

Una de las características del tejido conectivo es la adaptación a las fuerzas mecánicas⁴⁷. Las fibras que constituyen este tejido (colágeno y elastina) se ordenan, o reordenan, en la dirección de la fuerza que actúa sobre ellas. En caso de que ese cuadro de tensión se prolongue a lo largo del tiempo, se produce una mayor acción de los fibroblastos que estimulan la producción de colágeno, densificando ese tejido en esa zona, alterando su capacidad elástica y posiblemente su función.

El anterior supuesto ocurre de manera repetida miles de veces a lo largo de nuestra vida (patrones compensatorios posturales o

técnicos). Debido a la capacidad maleable y plástica de nuestro tejido conectivo, constantemente buscará “correcciones” o compensaciones que pueden llevar a un desequilibrio tensional en las partes implicadas directa o indirectamente.

Llegado a este punto, los terapeutas manuales utilizan técnicas más específicas para devolver el equilibrio entre las fuerzas de tensión y compresión (principio de la biotensegridad) del tejido conectivo, liberando esa estructura de restricciones indeseadas con el objetivo, quizás, de proporcionar a ese tejido manipulado un estado de tensión fisiológica⁴⁵.

Existe un conjunto de maniobras (técnicas) que individualmente tienen como objetivo principal la liberación del tejido conectivo (miofascias). Son maniobras (casi siempre manuales) utilizadas para tratar las distintas restricciones fasciales, con ello se pretende restablecer la funcionalidad del sistema mediante la aplicación de movimientos, presiones (mantenidas o en deslizamiento) y estiramientos del tejido conectivo (fascial).

Entre las principales técnicas⁴⁷ manuales de liberación miofascial destacan: el estiramiento directo (a nivel fascial), la presión-inibición (presión progresiva y continuada sobre el punto de restricción fascial) y la presión-deslizamiento (presión progresiva con deslizamiento sobre los puntos o zonas de restricción fascial).

Para poder restablecer el equilibrio entre las fuerzas de tensión y compresión (tensegridad- el Doctor Ingber⁴⁸⁻⁵⁰ en el año 1993 trasladó ese concepto arquitectónico al entorno celular; estructuras que mantienen su integridad gracias a un equilibrio de fuerzas de tensión continuas por toda la estructura que se oponen a fuerzas de compresión discontinuas, integridad tensional)⁵¹, el tejido conectivo debe utilizar mecanismos de transmisión de señales celulares, via mecanoreceptores (órganos tendinoso de Golgi, Corpúsculos de Ruffini y Pancinni y terminaciones nerviosas) para así poder proporcionar los cambios necesarios. Estos mecanismos de transmisión de señales tendrían lugar a través de fenómenos conocidos como mecanotransducción⁴⁷⁻⁵⁰ y piezoelectricidad^{47,51}.

***Mecanotransducción.** Son los mecanismos moleculares por los que las células perciben fuerzas mecánicas y las convierten en cambios en la bioquímica intracelular y la expresión génica^{18,49,50}. Es el fenómeno por el que las fuerzas mecánicas aplicadas a las células mediante la distorsión⁴⁷ de su membrana celular se transforman en cambios bioquímicos y genéticos relevantes.

Las integrinas (glicoproteínas responsables por la unión entre células de colágeno y la matriz extracelular) son las moléculas que median en el contacto físico e informacional entre el interior de las células y la matriz extracelular. Como consecuencia de una mecanoestimulación, siempre que sea necesario se desencadenan cambios que afectan a la morfología y función de ese tejido (cambios en la estructura de la red de colágeno, bioquímicos o en la expresión génica)³.

* **Piezoelectricidad.** Se puede definir^{18,47} como la generación de electricidad cuando un material piezoeléctrico se somete a una situación de tensión/presión mecánica. Cualquier material que esté sometido a soportar la tensión de una carga mecánica, se deforma, aunque solo sea ligeramente, obligando a que ocurran uniones forzosas entre las moléculas. En el caso del material biológico⁵¹, entre otros, la consecuencia es la generación de una suave corriente eléctrica a través del mismo, conocida como carga piezo (presión) eléctrica. Esas cargas eléctricas pueden ser interpretadas por las células del tejido conectivo, que a su vez responden aumentando, disminuyendo o modificando la distribución de las unidades intercelulares de la zona.

En el cuerpo humano los huesos⁵², la piel, las proteínas (citoesqueleto, musculares, colágeno y proteoglicanos), el ADN, entre otros, son sustancias piezoeléctricas, cristales y semiconductoras.

Son sustancias sensibles y con capacidad de respuesta⁴⁷ frente a cambios de presión y fuerza, exposición a campos eléctricos y magnéticos, cambios de temperatura, pH, hidratación, concentración de iones orgánicos y luminiscentes (remisión de luz). Por lo tanto, las sustancias piezoeléctricas pueden interferir en todas las capacidades referidas cuando son sometidas a tensiones mecánicas.

A través de los fenómenos de mecanotransducción y piezolectricidad podemos interpretar que los estímulos mecánicos que intervengan en el tejido conectivo y sus fuerzas tensegríticas, desencadenan respuestas celulares secundarias (ej. aumento o disminución de producción de colágeno) sobre los tejidos fasciales, facilitando la comunicación celular para una interacción constante.

1.3.2.- Auto-liberación miofascial (ALM).

En el intento de poder extender los beneficios del tratamiento de las restricciones y/o adherencias entre capas del tejido conectivo, en los últimos años el uso de la técnica de automasaje se ha incrementado^{5-7,53-74}. Las restricciones y/o adherencias del tejido conectivo podrían

llevar a la aparición de distintas manifestaciones de cuadro de dolor muscular, disminución del ROM, longitud del músculo, hipertonicidad neuromuscular, detrimento de la fuerza y resistencia muscular, capacidad coordinativa motora y disminución de la extensibilidad del tejido conectivo^{2,5}.

La técnica de auto-liberación miofascial sigue con los mismos principios de la técnica de liberación miofascial ideada por Barnes² en el año 1997, la cual trata de ayudar a reducir las barreras restrictivas o adhesiones fibrosas entre las capas de tejido fascial. Su notoria diferencia reside en la sustitución de las manos del terapeuta, por una base cilíndrica o esférica, donde la propia persona ejercerá presión, con su peso corporal, sobre esa superficie sometiendo a la parte del cuerpo donde quiera que recaiga la aplicación de la técnica. Una ventaja importante de esa nueva práctica sería la extensión del uso de la técnica de liberación miofascial sin la necesidad de personal sanitario.

A través de la presión ejercida, por el peso del propio cuerpo, y movimientos de rodamiento, se pretende masajear las partes del cuerpo donde se busque liberar el tejido fascial de indeseadas adherencias y/o restricciones. En ese sentido, la manera de poder profundizar más o menos en la capas de tejido conectivo, están directamente relacionada con la presión aplicada sobre la superficie de los cilindros o esferas. La persona regula esa presión⁶⁸ dejando que el peso de su cuerpo recaiga más o menos, según su intención y capacidad de soportar el dolor (sobre todo en partes donde haya concentración de adherencias fibrosas o receptores de presión y dolor).

Rodillos^{55,59}, pelotas de tenis⁶⁴, de golf o el foam roller^{5-7,53,55-57,61,63,65,67} son algunos ejemplos de accesorios utilizados para estimular la liberación fascial.

* **El foam roller** (rodillo de espuma) o *foam rolling*, quizás sea el más demandado por los usuarios de Fitness, deportistas amateurs y cada vez más por profesionales del sector Fitness y del Deporte. Se trata de un cilindro, generalmente, hecho de Poliestireno^{53,56,57,61,63,68,69} o Policloruro de Vinilo (Pvc) revestido^{5,6,67,68,70}, donde a través de posturas adoptadas por el usuario encima del cilindro, busca el contacto de la parte del cuerpo que el usuario quiera ejercer presión (figura 25). Para ello, debe rodar sobre el cilindro repetidas veces y así puede auto-aplicarse la técnica de liberación miofascial de presión-deslizamiento (descrita anteriormente).



Figura 25. Ejercicios de ALM con foam roller.

El incremento del uso de accesorios para la ALM también se pueden justificar con el notorio aumento de estudios y publicaciones que se han conocido en la última década.

Concretamente, publicaciones sobre investigaciones que se llevan a cabo con el uso específico de accesorios para la ALM, a las primeras que hemos podido acceder fechan del año 2002 (Mikensky, et al.)⁷¹ y 2006 (Miller y Rokey)⁵³.

Sin embargo, a partir del año 2013 es cuando se ve un incremento en el número de publicaciones, que a fecha de hoy han superado la veintena^{5-7,53-74}. Entre los principales objetivos de las investigaciones revisadas podemos destacar el interés por averiguar la influencia de la liberación miofascial en variables de rendimiento físico como: flexibilidad, fuerza, potencia y agilidad, así como variables fisiológicas (objetivas o subjetivas), dolores musculares, recuperación de niveles de stress y comportamiento cardio-vascular.

De la revisión de estos estudios se ha podido verificar la falta de uniformidad en criterios de aplicación relacionados a: el tiempo de empleo de las técnicas, zonas musculares de aplicación, características del material específico para la liberación miofascial utilizado y calidad de la presión aplicada.

En cuanto a los tiempos de aplicación de la técnica de liberación miofascial van desde apenas 1 serie de 5 segundos en una única zona muscular⁵⁵, hasta tiempos de 40 minutos totales en distintas zonas musculares.

Respeto al material utilizado, tampoco podemos sacar conclusiones consensuadas derivadas de los estudios revisados. Se han utilizado rodillos para masajes, pelotas de tenis o golf y foam roller (hechos de Poliestireno o Pvc). En este último, hay una importante diferenciación entre los dos materiales, según Curran et al.⁶⁸, su rigidez influye en el área y profundidad de la presión ejercida sobre la superficie corporal en donde es aplicada la técnica.

1.3.3.- Liberación miofascial y flexibilidad corporal.

Uno de los primeros planteamientos encontrados en la mayoría de los estudios revisados^{5,6,53,55,56,58,59,61-66,72}, fue como podría interferir la liberación miofascial en los niveles de flexibilidad con intervenciones que buscaban constatar sus efectos a nivel agudo (tabla 3). Pocas son las referencias que encontramos que reflejen los efectos de la liberación miofascial frente a periodos de intervención de mayor duración (tabla 4).

Tabla 3. Efectos agudos de la ALM sobre la flexibilidad. (Tomado y adaptado a partir de Beardsley et al.⁷⁴)

Autor	Protocolo	ALM accesorio	Grupo muscular intervenido	Características de la presión ejercida (ALM) e instrucciones	Medidas de flexibilidad	Incrementos en el ROM
Mikesky et al 2002	1 serie de 2 minutos	Rodillo Stick	Isquiotibiales	Presión no especificada.	Flexibilidad activa con goniometro	No
MacDonald et al 2013	2 series de 1 minuto	Foam Roller	Cuadriceps	Los participantes recibían instrucciones para ejercer la mayor presión posible con la parte corporal implicada sobre el foam roller	ROM de los extensores de la rodilla	Sí
Sullivan et al 2013	1 o 2 series de 5 o 10 segundos	Rodillo masaje	Isquiotibiales	Una fuerza constante de 13kg aplicada a través de un accesorio propio customizado	Sit & Reach	Sí
Roylance et al 2013	2 minutos	Foam Roller	Distintos	Presión no especificada.	Sit & Reach	No
Jay et al 2014	10 minutos unilateral	Rodillo masaje	Isquiotibiales	Los participantes recibían instrucciones para ejercer presión moderada con el rodillo.	Sit & Reach	Sí
Halpering et al 2014	3 series de 30 segundos	Rodillo masaje	Triceps sural	Los participantes recibían instrucciones para ejercer presión con el rodillo que les provocara dolor equivalente a 7 en una escala hasta 10	ROM de tobillo	Sí
Bradbury-Squires et al 2014	5 series de 20 o 60 segundos	Rodillo masaje	Cuadriceps	Una fuerza constante del 25% del peso corporal total aplicada a través de un accesorio propio customizado	ROM de los extensores de la rodilla	Sí
Peacock et al 2014	1 serie de 30 segundos	Foam Roller	Distintos	Presión no especificada.	Sit & Reach	No
Grieve et al 2014	2 minutos	Pelota de tenis	Fascia Plantar	Los participantes recibían instrucciones para ejercer la máxima presión posible sobre la superficie de la pelota	Sit & Reach	Sí
Peacock et al 2015	Poco clara	Foam Roller	Distintos	Presión no especificada.	Sit & Reach	Sí
Škarabot et al 2015	3 series de 30 segundos	Foam Roller	Triceps sural	Los participantes recibían instrucciones para ejercer la máxima presión posible donde notasen sensación de discomfort pero no dolor	ROM de tobillo	Sí

ALM: autoliberación miofascial.

Tabla 4. Efectos crónicos de la ALM sobre la flexibilidad. (Tomado y adaptado a partir de Beardsley et al.⁷⁴)

Autor	Duración	Protocolo	ALM accesorio	Grupo muscular intervenido	Características de la presión ejercida (ALM) e instrucciones	Medidas de flexibilidad	Incrementos en el ROM
Miller and Rockey 2006	8 semanas (24 sesiones)	3 series de 1 minuto	Foam Roller	Isquiotibiales	Presión no especificada	ROM flexion cadera	No
Mohr et al 2014	2 semanas (6 sesiones)	3 series de 1 minuto	Foam Roller	Isquiotibiales	Los participantes recibían instrucciones para ejercer la máxima presión posible sobre la superficie del foam roller	ROM flexion cadera	Sí
Ebrahim and Elghany 2013	3 semanas (12 sesiones)	Poco clara	Foam Roller	Isquiotibiales	Presión no especificada	Poco clara	Sí
Bushell et al 2015	1 semana	3 series de 1 minuto	Foam Roller	Flexores de la cadera y cuádriceps	Presión no especificada	Dinámica (zancada)	Sí

ALM: autoliberación miofascial.

Miller y Rockey⁵³ estudiaron como afectaba los niveles de flexibilidad durante 8 semanas con 3 sesiones semanales de ALM (grupo foam roller), mientras que en el mismo periodo de tiempo otro (grupo control) de sujetos debería seguir sus actividades rutinarias sin incrementar su régimen normal de estiramientos; en el estudio no se encuentran mayores especificaciones respecto al régimen seguido por el (grupo control). Ambos grupos mejoraron sus valores para ROM de pre-test y post-test intervención, pero sin diferencias estadísticamente significativas entre grupos. Los autores consideran la liberación miofascial una técnica ineficaz para la mejora de los niveles de flexibilidad de cadera, puesto que los resultados conseguidos con el (grupo foam roller) no superaba a los valores hallados en el (grupo control).

Macdonald et al.⁵ estudiaron como afectaba la liberación miofascial a los niveles de flexibilidad pasados 2 y 10 minutos de su aplicación. Al comparar con los valores pre-aplicación encontraron valores mayores estadísticamente significativos a los 2 y 10 minutos (+12,7% y +10,3% respectivamente).

Sullivan et al.⁵⁵ encontraron mejores resultados para el test de Sit and Reach después de aplicaciones de liberación miofascial de 1 y 2 series de 5 segundos y 1 y 2 series de 10 segundos. En este caso utilizaron una carga de presión constante de 13kg a una frecuencia de paso de 120 beats por minuto.

Los estudios revisados^{5-7,53-74} presentan objetivos bastante variados, en lo que se refiere a la temporalidad, combinación con otras

técnicas y relación con otras cualidades físicas de rendimiento. Miller y Rockey⁵³ son la única referencia encontrada para una investigación que pretendía averiguar los efectos no agudos de la liberación miofascial. En el caso de los demás estudios son para efectos agudos. Normalmente comparando grupo o condición experimental con grupo o condición control^{6,58,61,64} (reposo o reproducción de las posturas adoptadas durante la aplicación de la liberación miofascial sin el uso de foam roller, rodillo o pelotas).

Halpering et al.⁵⁹, Muragod et al.⁶² y Mohr et al.⁶⁴ investigaron los efectos de la liberación miofascial frente a grupos o condiciones control y/o grupos de estiramientos estáticos. Ambas condiciones, aplicación de liberación miofascial y estiramientos estáticos, se mostraron efectivas para aumentar los niveles de flexibilidad agudos (ROM pre-test vs ROM post-test), sin embargo las diferencias encontradas entre grupos no fueron estadísticamente significativas en ningún estudio.

Škarabot et al.⁷⁰ combinaron liberación miofascial más estiramientos estáticos, con el fin de averiguar si la suma de las dos técnicas pudiera ser más beneficiosa que su aplicación por separado. Todas las condiciones experimentales mejoraron sus valores de flexibilidad para el tobillo, aunque la condición que sumaban las dos técnicas tuvieran mejores resultados, no fueron estadísticamente significativos entre grupos. Además, destacan un tiempo latente de 10 minutos hasta que desaparecen sus efectos.

En el caso de protocolos de intervención donde habían distintos grupos o zonas musculares estudiadas, el orden con que se aplicaban las técnicas o bien la propia combinación con otras técnicas fueron objeto de estudio para otros investigadores^{56,65,66}.

Peacock et al.⁶⁵ encontraron mayores niveles de flexibilidad (Sit & Reach) después de la aplicación de ALM tanto en las posturas que respetaban una progresión Antero-Posterior como Medio-Lateral, siendo esta última la más indicada para lograr mayores niveles de flexibilidad de cadera.

Roylance et al.⁵⁶ compararon la influencia de la aplicación de liberación miofascial (Foam Roller-FR), ejercicios de alineamiento postural (AP) y estiramiento estático (EE), en 3 mediciones de Sit and Reach (SR). Las condiciones propuestas interponía combinaciones distintas (SR-FR-SR-AP o EE-SR; SR-AP o EE-SR-FR-SR) después y antes de cada uno de las 3 mediciones de SR. Los mejores resultados encontrados fueron en las condiciones FR seguidos de EE y AP seguidos de FR comparadas con las técnicas utilizadas de manera aislada. Los

autores resaltan el hallazgo de mejores resultados donde se combinan la FR con EE o AP.

Cho et al.⁶⁶ estudiaron como la aplicación de liberación miofascial (terapia manual) o ALM interferían en los niveles de flexibilidad de cadera pre-test y post-test aplicación de la condiciones experimentales. La aplicación de las técnicas se realizó en la zona suboccipital. Ambos grupos obtuvieron mejores resultados en flexibilidad de cadera después de la aplicación de las técnicas de liberación miofascial, siendo la liberación miofascial (terapia manual) más efectiva.

Bradbury-Squire et al.⁷² obtuvieron mejores resultados para ROM de rodilla después de la aplicación de liberación miofascial con un Roller Massager (rodillo para auto-masajes). Compararon la realización de 5 series de 20 segundos, 5 series de 60 segundos y condición de reposo.

Recientemente Junker y Stöggel⁷³ observaron, con 4 semanas de intervención y un protocolo de entrenamiento de la flexibilidad, que era suficiente para la mejora de los niveles iniciales. Los grupos experimentales realizaron 3 sesiones a la semana (un total de 12 sesiones) de ALM (isquiotibiales), estiramientos de FNP (facilitación neuromuscular propioceptiva) y un tercer grupo de reposo que era grupo control. Ambos grupos experimentales mejoraron sus niveles de flexibilidad (isquiotibiales y flexión de tronco) comparados con los valores previos al tratamiento y con el grupo control. Sin embargo, no hubo diferencias entre las formas de trabajar la flexibilidad. Los autores sugieren el uso de la ALM como posible forma para mejorar la flexibilidad para un período de 4 semanas.

1.3.4. - Liberación miofascial y la fuerza – potencia muscular.

Hemos podido averiguar que entre los objetivos comunes encontrados en los estudios revisados, se buscaba conocer la influencia de la liberación miofascial aplicada antes de pruebas de fuerza^{5-7,55,59,61,67}, potencia, agilidad (tabla 5), así como, su efecto sobre el dolor muscular tardío (tabla 6).

Macdonald et al.⁵ investigaron la influencia de la aplicación de liberación miofascial antes de unas pruebas de fuerza; valores medidos pre intervención, post 2 minutos y post 10 minutos.

Tabla 5. Efectos agudos de la ALM sobre la fuerza, la potencia y la agilidad. (Tomado y adaptado a partir Beardsley et al.⁷⁴)

Autor	Protocolo	ALM accesorio	Grupo muscular intervenido	Características de la presión ejercida (ALM) e instrucciones	Medidas de rendimiento	Cambios
Mikesky et al 2002	1 serie de 2 minutos	Rodillo Stick	Isquiotibiales	Presión no especificada	Vertical jump, velocidad y isocinética 90°/seg	No
MacDonald et al 2013	2 series de 1 minuto	Foam Roller	Cuadriceps	Los participantes recibían instrucciones para ejercer la mayor presión posible con la parte corporal implicada sobre el foam roller	Fuerza isométrica máxima en extensión de rodilla y tasa de desarrollo de fuerza	No
MacDonald et al 2014	2 series de 1 minuto	Foam Roller	Isquiotibiales	Los participantes recibían instrucciones para ejercer la mayor presión posible con la parte corporal implicada sobre el foam roller	Fuerza isométrica máxima en extensión de rodilla y salto contra-movimiento	No
Sullivan et al 2013	1 o 2 series de 5 o 10 segundos	Rodillo masaje	Isquiotibiales	Una fuerza constante de 13kg aplicada a través de un accesorio propio customizado	Fuerza isométrica máxima flexión de rodilla	No
Janot et al 2013	3 series de 30 segundos por grupo muscular	Foam Roller	Distintos	Presión no especificada.	Test de 30'' de Wingate	Sí, disminución
Healey et al 2013	3 series de 30 segundos por grupo muscular	Foam Roller	Distintos	Presión no especificada	Fuerza isométrica para 1/4 de squat en máquina Smith, salto contra-movimiento, agilidad	No
Halpering et al 2014	3 series de 30 segundos	Rodillo masaje	Triceps sural	Los participantes recibían instrucciones para ejercer presión que les provocara dolor equivalente a 7 en una escala hasta 10	Fuerza isométrica para flexión plantar	No
Peacock et al 2014	1 serie de 30 segundos	Foam Roller	Distintos	Presión no especificada	Vertical jump, salto longitudinal, 1 RM press de banca, velocidad y agilidad	Sí, incremento
Peacock et al 2015	Poco clara	Foam Roller	Distintos	Presión no especificada	Vertical jump, salto longitudinal, 1 RM press de banca, velocidad y agilidad	No

ALM: autoliberación miofascial.

No hubo diferencias significativas, en lo que se refiere a la fuerza muscular medida, entre las condiciones control y liberación miofascial pre, post 2min. y 10min. Aunque sí encontraron una correlación negativa entre el aumento de ROM de rodilla y la tasa de desarrollo de la fuerza muscular, es decir, mayores niveles de flexibilidad a los 2´ y 10´, en comparación con condición control, sin diferencias significativas en la fuerza y activación del Cuádriceps.

Tabla 6. Efectos de la ALM sobre el dolor muscular tardío. (Tomado y adaptado a partir de Beardsley et al.⁷⁴)

Autor	Protocolo	ALM accesorio	Grupo muscular intervenido	Características de la presión ejercida (ALM) e instrucciones	Medidas de rendimiento	Cambios
MacDonald et al 2014	2 series de 1 minuto	Foam Roller	Fisicamente activos con experiencia en entrenamientos de fuerza	10 series de 10 repeticiones con un 60% de 1 RM para Back Squat con 2 minutos de recuperación entre series	Escala numerica de dolor a las 0,24,48 y 72 horas	Sí
Pearcey et al 2014	2 series de 1 minuto	Foam Roller	Jovenes sanos con experiencia en entrenamientos de fuerza	10 series de 10 repeticiones con un 60% de 1 RM para Back Squat con 2 minutos de recuperación entre series	Escala numerica de dolor para presión a las 24,48 y 72 horas	Sí
Jay et al 2014	10 minutos unilateral	Rodillo masaje	Jovenes sanos	10 series de 10 repeticiones para peso muerto con kettlebell	Escala numerica de dolor para presión a las 48 horas	Sí

ALM: autoliberación miofascial.

Sullivan et al.⁵⁵ encontraron resultados similares utilizando la liberación miofascial, con un Roller Massager. Con tiempos apenas de 5 y 10 segundos, 1 y 2 series y condición control. Verificaron mayores niveles de ROM de cadera sin que los valores para fuerza, en este caso de Isquiotibiales, se vieran afectados negativamente.

Macdonald et al.⁶ estudiaron los efectos de la ALM después de un protocolo muy exigente de squats (10 x 10 RM) en las mediciones de Maxima Fuerza Voluntaria (MFV), Activación Muscular (AM) y Potencia (a través del test Vertical Jump). Las mediciones se repitieron a las 0, 24, 48 y 72 horas pasadas del protocolo de squats. Los mayores valores fueron los de AM a las 24 y 72 hs. para el grupo ALM, siendo a las 48hs la mayor diferencia encontrada entre grupos. También se encontraron mejores resultados para la Potencia a las 24 y 48hs a favor del grupo

LM. El grupo control obtuvo un sustancial deterioro en los valores post 24, 48 y 72hs, respecto a las variables citadas anteriormente.

Healey et al.⁷ compararon la aplicación de ALM (con foam roller) y posturas estáticas que simulaban el uso del foam roller, antes de realizar las pruebas de Potencia y Fuerza isométrica. Fueron tomados los valores pre (sin ningún tipo de intervención) y post (grupo foam roller y grupo posturas estáticas) y no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre grupos, para ninguno de los valores estudiados.

Halperin et al.⁵⁹ averiguaron como el uso del Roller Massager (RM), en comparación con los estiramientos estáticos (EE), podría afectar los valores de ROM (tobillo) y fuerza para los flexores plantares. Midieron los valores para pretest-1 y pretest-2, realizaron una intervención con condición RM o EE, y medición de los valores post 1 minuto y post 10 minutos. Los valores para fuerza (flexores plantares) se vieron incrementados después del uso del Roller Massager post-1min. y post-10min. Mientras que la condición EE demostró una tendencia al deterioro de los valores de fuerza.

Peacock et al.⁶¹ estudiaron como después de una calentamiento dinámico (CD), con (ALM) y sin (ALM), pudiera interferir en los valores de la potencia y fuerza muscular. Se encontraron mayores valores para la condición CD y ALM en las variables de Potencia y Fuerza muscular.

Pearcey et al.⁶⁷ investigaron la influencia del uso del foam roller (FR) para las variables de potencia y fuerza-resistencia dinámica, después de la realización de un Protocolo para la Inducción al Dolor Muscular (PIDM), otro de los objetivos del estudio, y la liberación miofascial en la recuperación a las 0, 24, 48 y 72 hs.

La condición FR se ha visto menos afectada por el PIDM, obteniendo mejores resultados en potencia y fuerza-resistencia dinámica, comparada con la condición control (sin el uso de FR).

Bradbury-Squire et al.⁷² verificaron la activación muscular en el Vasto Lateral (VL) y Bíceps Femoral (BF) durante el uso del Roller Massager y en la realización del ejercicio Lunge. Para tiempos distintos de 5 series de 20 segundos y 5 series de 60 segundos. La activación muscular del VL y BF es mayor durante el uso de Roller Massager 60 segundos. Encontraron menor valor de activación muscular en los ejercicios de Lunge después de la aplicación del Roller Massager en ambas condiciones de uso, los autores destacaron una posible contribución del uso del Roller Massager en la eficiencia muscular.

1.3.5. - Liberación miofascial y otras variables.

En algunos de los estudios descritos hasta ahora, se investigaron también otras variables, además de la flexibilidad, fuerza y potencia. Variables relacionadas con la agilidad, velocidad, recuperación local (muscular) y central (frecuencia cardíaca, presión arterial, niveles de cortisol, óxido nítrico y oxitocina) esbozan un creciente interés por conocer hasta donde pueden llegar los beneficios del uso de técnicas como la ALM.

Distintos autores encontraron resultados que llevan a divisar el uso del foam roller/roller massager en la recuperación muscular^{6,58,67} (Dolor Muscular Tardío), mejora los resultados de pruebas de agilidad⁶¹, velocidad⁶¹, función arterial^{54,57}, para bajar niveles de Cortisol⁶⁰ y aumentar los niveles de Oxitocina y Óxido Nítrico⁵.

Mientras se ultima la escritura de esta tesis se revisan 2 nuevos artículos publicados sobre los efectos de la ALM. Schroeder y Best⁸ recogen los resultados de 9 estudios publicados, donde el principal enfoque es el efecto de la ALM pre y post ejercicio. Los autores concluyen que el uso de la ALM podría ayudar en el aumento del ROM y recuperación muscular.

Beardsley y Škarabot⁷⁴ realizaron la primera revisión sistemática sobre el uso de la ALM frente a variables como la flexibilidad (a nivel agudo y crónico), fuerza, potencia, agilidad, velocidad y recuperación muscular. Reunieron un total de 22 estudios, donde igualmente destacan los efectos potencialmente beneficiosos para la mejora de la flexibilidad y recuperación muscular.

1.4.- LA FLEXIBILIDAD.

La flexibilidad es una de las principales capacidades físicas que conforman la base de cualquier programa de entrenamiento, que tiene como principal objetivo mejorar el rendimiento en la práctica deportiva, en cualquier nivel, bien sea amateur, recreativo o profesional⁷⁵. El interés por contar con niveles óptimos de esta capacidad física ha hecho que los técnicos, entrenadores, aficionados e investigadores, busquen constantemente estrategias para su efectivo desarrollo y/o perfeccionamiento. La influencia de la flexibilidad en otras capacidades físicas como fuerza, resistencia, potencia, agilidad, coordinación y velocidad ha sido objeto de estudios en las últimas décadas⁷⁶⁻⁷⁹, aunque inicialmente los primeros estudios estuviesen más relacionados con factores limitantes del rendimiento, como las lesiones musculares. Ha habido especial interés en relacionar a personas más susceptibles a las

lesiones musculares con sus niveles de flexibilidad o rigidez músculo tendinosa^{77,80,81}.

La flexibilidad es comúnmente definida como la capacidad que tiene la unidad muscular para estirarse permitiendo el movimiento de una articulación (o más de una articulación en línea) a través de un rango de movimiento^{78,79,82} fisiológico. Está influenciada por los músculos, tendones, cápsulas, huesos y piel.

En general, la idea de que incrementando los niveles de flexibilidad se puede conseguir mejoras en el rendimiento y disminución del número de lesiones que afecten a la unidad muscular, es aceptada^{81,83}. Sin embargo, muchos son los estudios que reflejan resultados contradictorios en lo que se refiere a la relación entre flexibilidad y fuerza/potencia/velocidad⁸⁴⁻⁸⁸.

La forma más común utilizada para aumentar los niveles de flexibilidad, por entrenadores, atletas, investigadores o practicantes de deportes en general, es a través de los estiramientos. Estos normalmente son utilizados en la práctica regular del ejercicio físico, en el periodo previo o/y posterior a la práctica deportiva. Su uso es ampliamente aceptado por todas las personas, independientemente de su nivel de condición física o profesionalidad^{75,81,84-89}.

Los ejercicios de estiramientos para aumentar la flexibilidad pueden presentar diferentes características: activa, pasiva o mixta⁸⁹⁻⁹³. Entre las formas más comunes de estiramientos, que son utilizadas en la gran mayoría de los estudios, destacan:

- **Estiramientos estáticos (EE)**. Consisten en vencer la resistencia de los músculos y ligamentos estirados con la tracción o presión a través de la aplicación mantenida de una fuerza producida por determinados grupos musculares del propio individuo, que están directamente relacionados con la acción articular implicada, o por determinada fuerza auxiliar ajena a los músculos de dicha articulación implicada, para de una forma u otra conseguir la máxima extensibilidad posible de un grupo muscular sin desestabilización. Según su forma de aplicación de forma mantenida estos pueden ser:

a- Estiramientos estáticos activos (EEA). Cuando generalmente la fuerza mantenida de aplicación la ejerce el músculo agonista, a través de la contracción concéntrica, en busca de un rango mayor de movimiento a través del estiramiento del músculo antagonista.

b- Estiramientos estáticos pasivos (EEP). Cuando generalmente la fuerza mantenida de aplicación es auxiliar, es decir, ajena al grupo muscular directamente implicado en la acción de

movimiento articular, ya sea por otra persona o grupo muscular distinto al músculo que se pretende estirar, no antagonista al estirado.

- **Estiramientos dinámicos o balísticos.** Consisten en vencer la resistencia de los músculos y ligamentos estirados con movimientos dinámicos de lanzamiento o rebote, a través de la aplicación no mantenida de una fuerza con inercia que es producida por determinados grupos musculares del propio individuo o no.

- **Facilitación neuromuscular propioceptiva (FNP).** Consiste en combinar fases de posiciones estáticas mantenidas con contracciones voluntarias de determinados grupos musculares, tanto agonistas como antagonistas de la acción de movimiento articular directamente implicada, con fases de relajación, todo ello para conseguir un aumento de la amplitud de movimiento articular a través del estiramiento muscular.

Dado que en este estudio hemos utilizado los EE mantenidos como forma de incidir sobre la flexibilidad corporal (músculo-articular), únicamente abordaremos esta modalidad de estiramientos en el desarrollo del marco teórico que reúna las explicaciones más destacadas en la literatura, respecto a los efectos y consecuencias de su uso en el rendimiento deportivo.

1.4.1.- Estiramientos estáticos.

Los estiramientos estáticos (EE) son una modalidad de estiramientos mantenidos que buscan el producir la máxima amplitud de movimiento articular con estabilidad. El punto máximo de estiramiento de la unidad muscular está determinado por una serie de conceptos subjetivos que ayudan a predecir el punto “máximo”, o longitud máxima, alcanzada por ese músculo⁹⁴.

Resistencia, estiramiento, disconfort, tirantez, rigidez o dolor, son algunos de los términos utilizados para conceptuar cual sería el punto máximo de estiramiento, así como, utilizar escalas de intensidades de estiramiento que debe someterse a la unidad muscular para lograr distinguidos fines⁹⁴.

Los EE son ejecutados de forma pasiva o activa, se lleva a la articulación (o articulaciones) a la posición necesaria de amplitud máxima percibida por la persona, a través de la relajación de los músculos agonistas de la acción mecánica articular aplicada (en el caso

de los EE pasivos), por lo que son los músculos antagonistas los que se estiran y en los que se activa el reflejo miotático o contracción pasiva (resistencia pasiva al movimiento) cuya adaptación aumentará la amplitud del mismo.

El reflejo miotático o de contracción pasiva, también conocido como reflejo de estiramiento, está controlado por parte de los órganos sensoriales propioceptores. Los principales propioceptores responsables que envían información al sistema nervioso central (SNC), son los husos musculares (encapsulados en el tejido conectivo dentro del vientre muscular) y los Órganos Tendinosos de Golgi (situado en las uniones músculo-tendinosas)⁹⁰, los cuales actúan en el reflejo miotático inverso o autónomo.

En el caso de los husos musculares, detectan y envían información referente a los cambios de longitud de las fibras musculares. Los husos son fibras musculares modificadas y encapsuladas en el tejido conectivo, y ubicadas en paralelo (fibras intrafusales) con las demás fibras musculares regulares (fibras extrafusales). En la porción central del huso se localiza el nervio sensorial, este cuando sufre una modificación de su longitud a consecuencia de una distensión o extensibilidad de todo el músculo, envía impulsos al SNC. A su vez, esos impulsos activarán las neuronas motoras (gama y alfa) que inervan las fibras intra y extrafusales respectivamente, produciendo la contracción del músculo⁹⁰. Si el músculo se acorta al contraerse, el huso también se acortará, interrumpiendo así los impulsos sensoriales, y el músculo se relaja.

Encontramos en los Órganos Tendinosos de Golgi (OTG) una función opuesta a la de los husos musculares, en el caso de estos últimos su principal función al ser estimulados es el desencadenar una respuesta refleja en forma de contracción de las fibras musculares que se estiran. Con los OTG pasa todo lo contrario, son sensibles a la tensión que puede producir cualquier contracción muscular de cierta intensidad, por lo que a consecuencia de la contracción de los músculos estirados (reflejo de estiramiento) se activa el nervio sensorial del OTG⁹⁰, envía impulsos a la médula espinal donde reflejamente se produce una respuesta inhibitoria a la neurona motora (alfa y gama) y el músculo se relaja (fibras extra e intrafusales).

1.4.2.- Respuestas agudas a los estiramientos estáticos en el ROM.

La respuesta más inmediata a los EE es el aumento de rango de movimiento Range Of Motion (ROM), existen distintas teorías⁹⁴ que intentan explicar el aumento de la extensibilidad de la unidad muscular, lo que vendría a significar un aumento del ROM.

Los mecanismos que explican el aumento del ROM mediante los EE, de manera crónica y aguda, siguen siendo ambiguos⁹⁵. Las respuestas agudas al EE han sido atribuidas por factores neurofisiológicos y mecánicos.

La explicación neurofisiológica sugiere que el factor limitante es la resistencia muscular generada a consecuencia de la actividad refleja, el objetivo del estiramiento sería inhibir ese reflejo reduciendo la resistencia muscular lo que posibilitaría un aumento del ROM. Pero, paradójicamente la técnica más efectiva a la hora de aumentar el ROM (efecto agudo) está asociada a valores elevados en respuesta electromiográfica. Por otra parte, también se ha propuesto adaptaciones agudas que tal vez estuviesen más relacionadas con la tolerancia⁹⁴ a la extensibilidad máxima de la unidad muscular que a un cambio en la actividad electromiográfica⁹⁵.

Una tercera explicación, podría estar asociada a factores mecánicos y a las propiedades del músculo. Los materiales biológicos bajo tensión presentan un comportamiento viscoelástico^{78,95-98}. Este comportamiento se ha podido observar en experimentos con animales. Modelos teóricos con humanos fueron ideados para demostrar respuestas crónicas a los estiramientos que pueden aumentar el ROM. El mecanismo sugerido para ese aumento es un cambio en las propiedades del tejido muscular, donde el estiramiento podría inducir a un relajamiento del estrés viscoelástico⁹⁴, lo que conlleva a una capacidad de arrastrar las estructuras subyacentes de la unidad muscular aumentando su longitud y proporcionando un aumento en el ROM.

Distintos estudios han intentado atribuir el aumento del ROM originado por un aumento en la longitud de la unidad muscular, lo que viene a ser un cambio en la extensibilidad de esa unidad. Quizás unas de las ventajas que se podría desear con el aumento de la longitud de la unidad muscular, reside en la creación de un entorno idóneo para un aumento en la síntesis de sarcómeros (unidades contráctiles del músculo) lo que acarrearía en un aumento de su cantidad en cada fibra, así como el aumento del brazo de palanca.

Ambas ventajas podrían tener un importante papel en la generación de mayores niveles de fuerza e hipertrofia muscular. Sin embargo, la teoría más aceptada a la hora de explicar los mecanismos de aumento del ROM o de la extensibilidad de la unidad muscular, están más relacionados con un aumento en la tolerancia al estiramiento^{94,95}.

1.4.3.- Respuestas agudas a los estiramientos estáticos en la fuerza muscular.

Una de las principales bases a la hora de fundamentar el pensamiento de que modificando el ROM (agudo) se podrá obtener mejores resultados en las capacidades físicas que valoran el rendimiento deportivo, tales como la fuerza, potencia y velocidad, está en el pensamiento que al aumentar la longitud del músculo (extensibilidad)⁹⁴ pueda mejorar la capacidad de este en generar fuerza. Al cambiar la longitud del músculo aumenta su brazo de palanca, interfiriendo en la relación ángulos-torque, por lo que se puede pensar que se dan las condiciones idóneas para mejorar los niveles de fuerza muscular. Sin embargo, existe otro factor que regula la capacidad contráctil del músculo, la relación longitud/tensión de la parte contráctil y ligamentosa de la unidad muscular. Esta relación parece estar muy vinculada a la rigidez (stiffness)^{85,89} del músculo, estado de tensión óptimo, la cual influirá directamente en la separación o aproximación entre las fibras de actina y miosina. A su vez, determinará, o no, la posibilidad de formar los puentes cruzados, que en definitiva marcará la condición óptima de generar el mayor número de contracciones de las fibras musculares⁹⁹.

No solo la longitud de la fibra muscular puede interferir en la capacidad contráctil del músculo, también lo hace la longitud de las partes ligamentosas. El tejido ligamentoso a mayores longitudes gana en propiedades elásticas, ello permitirá aumentar su capacidad de absorción de energía y su posterior conversión en energía/fuerza elástica.

A esos cambios de longitud de los tejidos ligamentosos se utiliza el término *compliance*^{85,89,96-98} para definir una mayor o menor capacidad del tejido ligamentoso en adaptarse a las necesidades de absorción y conversión de la energía en fuerza elástica. Su principal contribución se puede observar en las tareas motrices que requieren un óptimo funcionamiento del ciclo estiramiento-acortamiento de la unidad muscular¹⁰⁰.

En ese sentido, cabe pensar que según la característica y tipo de tarea motriz será interesante contar con un músculo de más o menos stiffness (relación longitud-tensión de la fibra muscular) o con mayores o menores niveles de compliance (capacidad elástica del tejido ligamentoso).

A la hora de averiguar qué dice la literatura, y los estudios^{84-88,101-103}, en cuanto la influencia de los estiramientos en la fuerza muscular, nos encontramos con resultados bastante controvertidos. Hay estudios que encuentran efectos negativos ^{86,87,104-110} sobre la fuerza muscular, otros tantos con ningún efecto ^{86,87,111-114} y otros con efectos positivos ^{86,87,115}.

Con los EE se inhibe la capacidad contráctil del músculo en respuesta al reflejo de estiramiento, sumada al estímulo de la relajación del músculo (respuestas mecánicas y neurofisiológicas). Temporalmente, parece haber una modificación en la relación longitud-tensión⁸⁶ y ángulos-torque⁹⁹ que tampoco favorecería la condición óptima para poder generar mayores respuestas en fuerza muscular.

Aunque esos supuestos están más relacionados con los estiramientos que sobrepasan los 60 segundos^{87,103}. Uno de los grandes problemas apuntados en las últimas revisiones^{85-88,103} recae en la generalización de la influencia negativa de los EE en la producción de fuerza muscular, la base de esa afirmación se fundamenta en resultados de estudios con diferencias metodológicas (tiempos de exposición a los EE muy grandes).

Aquellos estudios que utilizan tiempos de EE por encima de los 180-300 segundos¹¹⁶, sí que la fuerza muscular se veía afectada en los momentos posteriores a la intervención. Los tiempo de EE por debajo de los 60 segundos afectan menos la fuerza muscular y aquellos estudios que utilizaban tiempos que están por debajo de los 45 segundos en total, la fuerza muscular no se veía afectada ^{85-88,103}.

También manifiestan los autores cierta contrariedad en la generalización de recomendaciones en contra del uso de los estiramientos previamente a la realización de una situación de performance^{85,86,103}. No todos los tipos de estiramientos tendrían el mismo efecto, según el tipo de fuerza muscular los estiramientos pueden ser positivos⁸⁶, la realización de cualquier ejercicio posterior a los estiramientos puede contrarrestar los efectos negativos de los estiramientos sobre la fuerza muscular⁸⁸.

1.4.4.- Respuestas crónicas a los estiramientos estáticos en el ROM y la fuerza muscular.

El EE parece ser una buena estrategia a la hora de mejorar los niveles de flexibilidad de la musculatura implicada^{83,117,118}. Los efectos beneficiosos de los EE realizados de manera regular (2 a 3 días por semana, o, diariamente) en periodos prematuros de apenas 4 (semanas, y con diversificados estímulos de intensidades y volúmenes desde 1 serie de 30 segundos, 12 de 15 segundos o 4 de 45 segundos; por ejemplo) son bastante conocidos en la literatura^{119,120}.

Los mecanismos que pueden explicar los mejores resultados de los efectos crónicos en flexibilidad, que conllevan unos mayores valores en ROM están relacionados, al igual que en los efectos agudos, con el cambio de las propiedades viscoelásticas⁹⁴ de la unidad muscular (mayor o menor compliance), conjuntamente con una mayor tolerancia⁹⁵ a valores de ROM más elevados (respuestas inhibitorias de los reflejos de estiramientos y/o excitatorias a la respuesta de relajación de los OTG) y una menor rigidez muscular (stiffness – menor tensión a una misma longitud). La posibilidad de que un aumento de la extensibilidad de la unidad muscular (> longitud con < stiffness), quizás pudiera ser una explicación sensata, pero todavía no cuenta con la unanimidad en el medio científico como tal.⁹⁴

En lo que se refiere a la fuerza muscular, existen pocos estudios publicados que han querido verificar la influencia del entrenamiento de la flexibilidad conjuntamente al entrenamiento de la fuerza. De los 4 estudios que hemos podido acceder, uno de ellos utilizó los estiramientos dinámicos¹²¹ (técnica distinta a la utilizada en nuestro estudio), en todo caso, los EE de manera concomitante al entrenamiento de fuerza parece no interferir de manera negativa en la mejora de la fuerza muscular¹²¹⁻¹²⁴.

1.4.5.- Efectos cruzados en el uso del estiramiento (Crossover y Crosstraining)

Los efectos cruzados crónicos inducidos por la actividad motora unilateral en sus homólogos contralaterales, son bastantes conocidos en la literatura^{125,126}. Casi la total cantidad de estudios publicados tiene como principal objetivo verificar el efecto cruzado, agudo (crossover) o crónico (crosstraining/crosseducation)¹²⁶, en las acciones musculares más vinculadas a la fuerza y su influencia en los distintos tipos de fuerza. O bien, cómo los estiramientos unilaterales pueden afectar la contracción muscular ipsilateral y de su homólogo contralateral¹²⁷.

Sin embargo, en lo que se refiere a la cantidad de publicaciones que estudien cómo los ejercicios de estiramiento unilateral afectan los niveles de flexibilidad en la extremidad no sometida a ningún ejercicio de estiramiento, son escasas.

Nelson et al.¹²⁸ averiguaron como un programa de entrenamiento de 10 semanas con estiramientos estáticos, solo en la pierna derecha, 3 veces por semana, con 4 series de 30 segundos, fueron capaces de mejorar el ROM de tobillo en ambas piernas. Aunque la mejora en la pierna no estirada fuera de menor magnitud.

Chaouachi et al.¹²⁹ verificaron como los estiramientos unilaterales estáticos y dinámicos podían aumentar el ROM de cadera en ambos lados de manera similar. Aunque en este caso los resultados se midieron únicamente para una sesión y sus efectos pre, post1 minuto y post10 minutos de la intervención (8 series de 30 segundos).

Otros estudios que tratan de averiguar el efecto cruzado de los estiramientos, tratan de estudiar su influencia en otras cualidades físicas. Estiramientos unilaterales y su relación en las pruebas de fuerza, salto, agilidad, etc, en la extremidad contralateral.

En nuestro caso, hacemos especial referencia a ese tipo de práctica dado que en nuestro protocolo de intervención sí utilizamos los estiramientos unilaterales como variable independiente dentro de los protocolos de entrenamiento.

Los mecanismos que explican los efectos cruzados relacionados con los estiramientos, podrían estar vinculados a la inhibición de los reflejos espinales y supraespinales. La reducción de la actividad electromiográfica (EMG) y del arco reflejo-H, inducidos por los estiramientos¹²⁹, sugieren una regulación autogénica en lo que se refiere a la excitabilidad de la motoneuronas aferentes (Tipos I y II). El mantenimiento de tiempos prolongados en posturas de estiramientos puede disminuir la salida de señales aferentes originadas en los husos musculares, reduciendo así la excitabilidad del reflejo de estiramiento en el músculo estirado.

Además, se sugiere que otras motoneuronas aferentes (Tipo III y IV) pueden participar en el envío de respuestas inhibitorias por vías corticoespinales. Esas vías podrían así hacer partícipe el SNC, que adicionalmente influiría en las acciones inhibitorias de la respuesta refleja de contracción del músculo ipsilateral y potencialmente el contralateral.

Por lo tanto, la disminución inducida del reflejo de estiramiento, tanto por vía espinal como supraespinal, podría resultar en un músculo contralateral más relajado posibilitando así un mayor ROM.

Se ha podido ver como los estiramientos unilaterales lograban resultados de aumento de ROM similares en ambas extremidades, esos aumentos podría estar mediados directamente por el SNC.

Cabe destacar también que en ese tipo de estudios los valores para EMG no sufrieron cambios, hecho que se puede interpretar como una no acción del reflejo de estiramiento pese a que el ROM fuera mayor. Todo ello reforzaría la hipótesis de un aumento en la flexibilidad atribuido a un aumento en la tolerancia para ROM mayores^{95,129}.

1.5.- LA FUERZA MUSCULAR.

En todas las actividades físicas, ya sea de carácter ocioso, funcional o de rendimiento deportivo, la mejora de la fuerza muscular destaca como uno de los principales factores en las recomendaciones o programas de ejercicios físicos^{75,130}. El desarrollo de la fuerza es capaz de interferir en la manifestación de otras capacidades físicas, tales como velocidad, potencia, flexibilidad o resistencia, además de actuar también en determinadas fases de prevención o tratamiento de lesiones.

Su definición engloba no solo aspectos puramente físicos relacionados con el tiempo y desplazamiento de masa, también con aspectos fisiológicos que tienen que ver con la tensión, contracción e interacción.

Badillo y Aystarán¹³⁰ presentan distintas definiciones de fuerza muscular que nos ayudan a contextualizar esta capacidad física. En el ámbito deportivo, puede entenderse como la capacidad de un músculo para producir tensión al activarse (contraerse). A nivel estructural, la fuerza muscular está relacionada con el número de puentes cruzados de miosina que pueden interactuar con los filamentos de actina (ambos filamentos proteicos presentes en el sarcómero).

También se puede definir la fuerza muscular como la capacidad de la musculatura para producir una aceleración o deformación de un cuerpo, mantenerlo inmóvil o frenar su desplazamiento (conceptuación física)¹³⁰.

En la práctica regular deportiva, o incluso en muchas situaciones cotidianas, la manifestación de la fuerza muscular solo es útil en situaciones que respeten y optimicen la ejecución de una acción o gesto motor (deportivo o cotidiano). En ese sentido, la fuerza muscular puede

ser entendida como la máxima tensión generada por un músculo, o conjunto de grupos musculares a una determinada velocidad^{130,131}.

Su manifestación depende fundamentalmente de aspectos morfológicos, neurológicos y fisiológicos. La constitución de los músculos (tipología de las fibras), el área muscular, la capacidad de coordinación inter e intramuscular, además de aspectos motivacionales, son algunos de los condicionantes que influyen en la cantidad de unidades motoras que son activadas. Así mismo, en función de la magnitud de la carga a ser vencida y la velocidad del movimiento, las unidades motoras solicitadas y la frecuencia con que llegan los impulsos a las fibras musculares, determinarán, entre otros, la magnitud de la manifestación de fuerza muscular.

La principal función de una unidad motora, una vez excitada, es estimular la fibra muscular para que genere contracción muscular. Una única unidad motora puede inervar entre 5 y más de 1000 fibras musculares. Actúa jerárquicamente bajo el mando directo de la médula espinal. Su excitación o inhibición determina la acción final de contracción o relajación de la fibra muscular. Más adelante daremos más detalles sobre este proceso.

Una de las formas de clasificar las fibras musculares está relacionada con los husos musculares, entre ellas encontramos las extrafusales y las intrafusales. Los husos musculares, son los responsables en identificar los cambios de longitud y velocidad de esos cambios en las fibras intrafusales (sin capacidad de contracción), a continuación, envían impulsos a la médula espinal informando de la modificación en su longitud. Como respuesta, se establecen sinapsis entre las neuronas motoras y las fibras extrafusales (con capacidad de contracción), incurriendo en la activación, en el caso de aumento en su longitud, llegando a la contracción de las mismas^{90,132}.

Si por un lado tenemos en los husos musculares un mecanismo facilitador de la contracción muscular, por otro lado, encontramos en los OTG respuestas protectoras de inhibición de la activación muscular. Con el aumento de las cargas que debe vencer el músculo, hay una mayor tensión que distenderá aún más los husos musculares (estímulo facilitador de la activación muscular) y también los OTG. Ese último, por medio de su neurona sensitiva hará sinapsis con la interneurona inhibidora de la médula espinal. La respuesta de esa acción es una sinapsis con una neurona motora que inerva el mismo músculo, inhibiendo su contracción^{90,132}.

Una vez ese estímulo de contracción llega al músculo, en definitiva son los sarcómeros (unidades contráctiles de la fibra

muscular compuestas por filamentos de miosina y actina) a través del alineamiento óptimo entre los puntos activos de actina y las cabezas de los puentes cruzados, los que determinarán, en parte, la magnitud de la contracción muscular¹³².

Una de las posibles respuestas del músculo, en un hipotético aumento crónico de su longitud, sería el aumento del número de sarcómeros disponibles. Una mayor cantidad de sarcómeros acarrearía una mayor rapidez de contracción del músculo¹³². Siempre que ese aumento de número de sarcómeros fuera en serie (en respuesta a mayores espacios longitudinales entre sarcómeros) el aumento de la velocidad potencial máxima de contracción sería posible. Los músculos más largos, por tener mayor cantidad de sarcómeros en serie, tienen un potencial mayor para producir contracciones rápidas a consecuencia de una contracción simultánea de más sarcómeros por unidad de fibra.

La longitud relativa del sarcómero, o la longitud relativa del músculo, determina el número de cabezas de puentes cruzados de miosina que pueden alinearse con los filamentos de actina del músculo. Caso un sarcómero esté muy acortado, la fuerza máxima capaz de producir esa fibra es menor debido a que los filamentos de actina no se solapan y el número de puntos activos disponibles para establecer contacto con los puentes cruzados es menor¹³².

En el otro extremo, cuando un sarcómero está estirado, su capacidad de reproducir fuerza máxima también se ve reducida, dado que los puntos activos de actina están fuera del alcance de las cabezas de los puentes cruzados. Esta podría ser una de las explicaciones que justificarían los resultados encontrados en los estudios que veían como los estiramientos, antes de eventos de manifestación de distintos tipos de fuerza, afectaban su desarrollo máximo^{86,87,104-110}.

Sin embargo, cuando el sarcómero se encuentra en su longitud próxima (ligeramente por encima) a la de reposo, el número de puntos activos de actina que (siempre que haya un entorno bioquímico propicio) están alineados con las cabezas de los puentes cruzados de miosina es óptimo, propiciando la condición adecuada para generar la máxima contracción posible¹³². Con lo cual, la magnitud de la fuerza que un músculo potencialmente puede generar es dependiente, entre otros, de su longitud (relación longitud-fuerza).

1.5.1.- Manifestación de la fuerza muscular y tensiones.

Aspectos como la fuerza, el tiempo y la velocidad dan origen a las relaciones existentes conocidas como curva fuerza-tiempo (relación

entre la fuerza manifestada y el tiempo necesario para su expresión) y curva fuerza-velocidad (relación entre la fuerza generada y la velocidad de desplazamiento de un cuerpo). Son básicas para la comprensión de cómo se manifiestan las fuerzas, además de poder interpretar los cambios derivados de un programa de entrenamiento de fuerza.

Las principales manifestaciones de fuerza, según Badillo y Ayestarán¹³⁰, son:

- **Fuerza absoluta.** Capacidad potencial teórica de fuerza capaz de manifestarse solo en situaciones psicológicas extremas, ayuda de fármacos o electroestimulación.
- **Fuerza isométrica máxima.** Capacidad de contracción voluntaria máxima contra una resistencia inmóvil. Genera tensión sin desplazamiento o movimiento. En caso de que esa manifestación de fuerza se haga lo más rápidamente posible, también se manifestará la máxima fuerza explosiva.
- **Fuerza máxima excéntrica.** Capacidad de contracción muscular máxima contra una resistencia que se desplaza en sentido opuesto al movimiento articular deseado, trabajo negativo.
- **Fuerza dinámica máxima.** Capacidad de contracción muscular máxima contra una resistencia que puedes vencer con desplazamiento articular deseado en una sola vez, trabajo positivo.
- **Fuerza dinámica máxima relativa.** La fuerza máxima expresada frente a resistencias inferiores a la fuerza dinámica máxima, o bien un porcentaje de la fuerza isométrica máxima. Capacidad muscular para imprimir velocidad a una resistencia inferior a la fuerza dinámica máxima en varias repeticiones seguidas.
- **Fuerza explosiva.** Representada por una fase de la curva fuerza-tiempo, precisamente donde ocurre el mayor incremento de la manifestación de la fuerza por unidad de tiempo. Se corresponde con el Índice de Manifestación de fuerza - IMF - (relación entre la fuerza alcanzada y el tiempo necesario para ello).
- **Fuerza elástico-explosiva.** En base de la fuerza explosiva, se añade el componente elástico originado por el efecto de un estiramiento previo a la contracción por parte de la musculatura.

- **Fuerza elástico-explosivo-reactiva.** En este caso se suman los aspectos encontrados en la fuerza elástico-explosiva a un componente de facilitación neural ocasionado por el reflejo miotático, dada la presencia del ciclo estiramiento-acortamiento.

Las manifestaciones de fuerza están directamente vinculadas a los tipos de tensiones musculares. La tensión puede ser entendida como la capacidad de los puentes cruzados para producir fuerza, o lo que viene a ser lo mismo, la tensión se traduce en fuerza. Los músculos presentan diferentes formas de transformar en fuerza su propia tensión.

Las activaciones o contracciones musculares pueden ser concéntricas y excéntricas (anisométricas), isométricas o combinadas auxotónicas. La magnitud, condiciones iniciales de ejecución, velocidad y aceleración, son aspectos que interviene en la producción de la tensión.

En cuanto a su tipología, la tensión podría clasificarse así:

- **Tónica.** Se produce al intentar vencer una gran resistencia, ya sea con una contracción isométrica (fuerza estática) como anisométrica (fuerza dinámica). Desarrollada a bajas velocidades, la manifestación de la fuerza está cercana al máximo tolerado por el sujeto. El pico máximo de fuerza (PMF) se alcanza al final de la contracción. Su valor de PMF se vincula al ángulo que se realizó el esfuerzo.
- **Tónica-explosiva o isométrica-explosiva.** Tensión desarrollada para vencer una resistencia significativa pero inferior a la anterior. La contracción es concéntrica con un componente isométrico inicial importante (ej. squat jump sin contramovimiento; levantamiento o lanzamiento de objetos muy pesados;) elevado PMF hacia el final del movimiento.
- **Elástica-explosiva.** Se produce al vencer una resistencia relativamente pequeña, el PMF se manifiesta al principio y hacia el medio del movimiento, para luego ir perdiendo magnitud. La fase concéntrica de la acción viene precedida de un estiramiento (ej. al golpear un balón; saque de tenis).
- **Elástico-explosivo-reactiva.** Se produce bajo la acentuada influencia del reflejo miotático, el cambio de la fase de contracción excéntrica a concéntrica se realiza bastante más rápido que la tensión elástica-explosiva. Su PMF es precoz, más elevado y de menor duración (ej. contra movimiento squat jump; saltos pliométricos).

1.5.2.- Adaptaciones al entrenamiento de fuerza muscular.

Entre las principales estrategias para mejorar los niveles de fuerza muscular, utilizado tanto en el mundo del fitness como en el alto rendimiento, encontramos los entrenamientos de fuerza con cargas elevadas (high-resistance strength training - HRST)¹³³. Ese tipo de entrenamiento es utilizado con distintos objetivos, para mejorar el rendimiento atlético, aumentar la salud del aparato músculo-esquelético y otros fines estéticos.

En las fases iniciales del entrenamiento de fuerza, dependiendo de los niveles de condición física de cada individuo, los incrementos pueden llegar hasta un 10-30%. Independientemente de los grupos musculares implicados, edad y género de los individuos, siempre que se respeten las intensidades y tiempo de entrenamiento, los niveles de fuerza pueden incrementarse en las primeras semanas o en uno o dos meses¹³⁴.

Sin lugar a duda, el principal objetivo de cualquier entrenamiento de la fuerza es mejorar sus niveles previos, además de poder mantener esas ganancias a lo largo del tiempo. Para ello, existen dos grupos de adaptaciones que se dan durante el transcurso de un programa de ejercicios para la mejora de la fuerza muscular. Las adaptaciones neurológicas y morfológicas¹³³ son las responsables en incrementar marcadamente los niveles de fuerza en aquellas personas sometidas a programas de ejercicios físicos, para dichos fines, con tiempos superiores a 4-5 semanas^{133,135,136}.

1.5.3.- Adaptaciones morfológicas.

La adaptación más comúnmente observada a los pocos meses de un programa basado en HRST, es el aumento del tamaño del músculo (incremento en el área de sección transversa)¹³⁴. Ese tipo de adaptación está extensamente documentada en la literatura^{133,134,136-138}. Con periodos tan breves como 8-12 semanas, son suficientes para observar el aumento del área de sección trasversa anatómica^{133,134}.

Fibras musculares. El crecimiento muscular se puede conseguir básicamente por 4 vías o respuestas del músculo frente a programas de entrenamientos HRST. Uno, la hipertrofia de la fibra muscular (mayor síntesis proteica y/o reducción de su degradación); dos, mayor vascularización (aumento de capilares); tres, mayor densidad del tejido conectivo y tendones; y cuatro, por el crecimiento miofibrilar (mayor número o tamaño de filamentos de actina y miosina). En este último caso, la proliferación de las miofibrillas, posiblemente ocurra por la

ruptura de las Líneas-Z (punto de unión entre los sarcómeros) y la formación de medios sarcómeros que se expandirían incrementando el tamaño de la miofibrilla¹³³.

Otra adaptación morfológica del músculo frente a programas de entrenamiento HRST, aunque controvertida, sería la hiperplasia (aumento del número de células, fibras musculares). Tanto en animales como en humanos, los estudios son bastante controvertidos, sin poder determinar en qué medida el crecimiento muscular se da por el fenómeno de hiperplasia o hipertrofia¹³³.

Los cambios en la morfología muscular están directamente relacionados con el aumento de los niveles de fuerza¹³⁹⁻¹⁴². Al haber un aumento en la longitud y/o el área de sección transversa, la unidad muscular sufre modificaciones relacionadas con los brazos de palanca y ángulos de pennación de las fibras musculares. Todo ello otorgará a esa unidad muscular, capacidad para manifestar mayores niveles de fuerza.

En el programa de entrenamiento de fuerza utilizado en nuestro estudio, la duración total del mismo es inferior al tiempo necesario para provocar adaptaciones que estén vinculadas con la hipertrofia muscular. Por ello no ahondaremos más allá de los conocimientos triviales acerca de los cambios morfológicos relacionados con la unidad muscular y el entrenamiento de la fuerza.

Tejido conectivo y tendones. Aun así, y en concordancia con lo expuesto en el párrafo anterior, entendemos que una pequeña profundización en una de las adaptaciones morfológicas del entrenamiento de fuerza, como es el aumento de densidad de los tejidos conectivos, es necesaria.

Como respuesta a los programas de entrenamiento basado en la estructura HRST, la síntesis de colágeno se ve aumentada. De esa forma, el tejido conectivo se ve reforzado, así todas sus uniones entre fibras de colágeno y fibras musculares ganarían en capacidad de transmisión de fuerzas y quizás de fuerzas de palanca entre fibras. Esencialmente, una simple fibra con uniones extras de tejido conectivo (plasticidad) podría, en efecto, actuar con fuerzas equivalentes a dos fibras paralelas¹³³.

El aumento de la rigidez de los tejidos tendinosos como adaptación al entrenamiento de fuerza, afecta el tiempo requerido para que ese tejido se elongue y pueda absorber la energía y convertirla en fuerza (ciclo acortamiento estiramiento). Ante un tejido con mayor rigidez, nos encontraríamos que la aplicación de la fuerza sería más rápida^{43,144}.

Existen indicios que el entrenamiento de fuerza puede cambiar la viscosidad de los tejidos conectivos, afectando sus relaciones intra e intermusculares¹⁴⁵. Esa adaptación podría tener efectos en todas aquellas estructuras que guarden relación con la musculatura implicada en una acción muscular, y no solamente en la musculatura principal. Es decir, con la contracción de una fibra se produce una respuesta interdependiente de “empuje” o “arrastre” a través de las fibras de colágenos entre las estructuras subyacentes⁷⁶, bien sean de magnitud micro o macroscópica.

- *Endomisio » perimisio » epimisio - (intramuscular)*
- *Epimisio » tendón - (intermuscular sinérgico/local)*
- *Epimisio » fascia profunda » epimisio - (intermuscular no local)*

Con el entrenamiento de fuerza el stiffness de los tejidos conectivos se ven aumentados, a una misma longitud sus torques de fuerzas pasivos sufren modificaciones¹⁴⁵. Ese aumento de rigidez del tejido conectivo podría aumentar los índices relativos de flexibilidad, es decir, un mismo ángulo articular vendría acompañado de un aumento de la tensión pasiva, todo ello podría interferir negativamente en los valores de rango de movimiento. Podríamos conjeturar así, que con el entrenamiento de la fuerza el rango de movimiento de la articulación implicada se vería afectado.

Sin embargo, los estudios publicados que han querido averiguar los efectos de un programa de entrenamiento para la mejora de la fuerza muscular, sobre los índices previos de flexibilidad, presentan resultados controvertidos¹⁴⁶⁻¹⁵⁶.

Los estudios muestran principalmente que en la población joven y adulta, edades comprendidas entre 21-51 años¹⁵⁵, los entrenamientos de fuerza, en algunos casos, no parecen interferir negativamente los niveles de flexibilidad^{122,146,149,155}, después de periodos que van desde 5 a 24 semanas^{147,156}.

Otros estudios, aportan resultados que otorgan propiedades beneficiosas sobre los valores de flexibilidad^{147,148,151,155,156}. Dichas semejanzas estarían relacionadas, en parte, con los distintos instrumentos y protocolos de medición utilizados para recoger los valores de referencia en flexibilidad.

También podemos destacar que las cargas y los volúmenes de trabajo utilizados en todos los estudios, están bastante por debajo de los utilizados en nuestro estudio. Encontramos que las cargas e intensidades más habituales fueron de 2-3 series por ejercicio, con

intensidades entre 8-15 repeticiones máximas (RM)^{146,148,151,155} y no más de 2 ejercicios por grupo muscular estudiado.

Quizás la exigencia en cuanto a intensidades de trabajo, aunque sí, fueron suficientes para mejorar los niveles de fuerza, pero no las más adecuadas para lograr los mayores incrementos posibles en fuerza dentro del período propuesto en cada estudio. Entendemos que existen estructuras de trabajo bastante más exigentes que conllevarían a mayores ganancias de fuerza dentro del mismo período.

Quedaría por comprobar si las adaptaciones del tejido conectivo responderían de forma similar, o bien, de qué manera influiría un programa de entrenamiento más exigente, a nivel de volumen e intensidades, sobre los niveles de flexibilidad.

1.5.4.- Adaptaciones neuronales al entrenamiento de fuerza muscular.

Antes de describir los potenciales cambios del sistema nervioso y sus adaptaciones neuronales, explicaremos brevemente su papel en el control del movimiento.

Jerárquicamente el SNC está formado por el cerebro y médula espinal. Las principales funciones del SNC son las de integrar los estímulos, memorizar la información, modificar los estímulos, generar ideas o pensamientos e inducir la realización del movimiento¹³⁰. Además el sistema motor central es el responsable, entre otras funciones, de regular la postura erecta y la locomoción, precisión en los movimientos de pies y manos, dirigir el sistema oculomotor y repertorio gestual.

En el sistema motor central es donde se encuentran la corteza pre-motora, la corteza motora, el tronco cerebral y la médula espinal, donde conjuntamente con los ganglios basales y el cerebelo, serán los responsables en organizarse para poder componer y ejecutar los movimientos voluntarios.

El SNC también es capaz de limitar la fuerza manifestada implicando mecanismos inhibitorios de índole protectora¹⁵⁷. Para ello es necesaria una comunicación directa con los músculos, los cuales deberán ser estimulados para posteriormente contraerse en la medida apropiada. Esa comunicación se da vía excitación de una estructura conocida como unidad motora. La unidad motora está compuesta por un nervio motor (motoneurona) y fibras musculares inervadas por el mismo. Esa unidad motora es capaz de inervar un variado número de

fibras musculares (según la especialización de cada músculo). Su principal función es desencadenar la contracción de la fibra muscular.

Una vez excitadas, las unidades motoras responden según 3 conceptos fundamentales:

- **Frecuencia del impulso nervioso.** La unidad motora está activa o no activa (principio del “todo o nada”).
- **Son reclutadas según su tamaño.** Las manifestaciones iniciales de fuerza son pequeñas, unidades motoras de pequeño tamaño, y progresivamente se van reclutan unidades motoras más grandes, respondiendo a las necesidades.
- **El reclutamiento en movimientos explosivos.** Parece no respetar el principio del tamaño de la unidad motora, directamente son reclutadas las de mayor tamaño, dado que esas inervan las fibras musculares de contracción rápida (necesarias en los movimientos explosivos)¹³⁰.

Los impulsos nerviosos pueden ser registrados a través de aparatos lectores de la actividad eléctrica integral de los músculos (IEMG). Su registro ayudará a determinar el número de unidades motoras activadas y la frecuencia de los estímulos llegados hasta esa. Se puede entender que a mayor número de unidades motoras activadas, mayor es el número de fibras en tensión/contracción^{130,158}.

Con lo cual, la manifestación de la fuerza está relacionada con el número de unidades motoras activas en cada momento de la contracción muscular. Aunque es preciso, también, tener en cuenta la frecuencia de activación de esas unidades motoras.

Los cambios en el sistema nervioso inducidos por el entrenamiento de la fuerza son referidos como adaptaciones neurales¹⁵⁸.

Las primeras respuestas adaptativas de nuestro organismo, cuando está sometido a un programa de entrenamiento contra resistencia, son de tipo neuronal. Dentro de las primeras semanas de entrenamiento^{157,159}, el incremento de los niveles de fuerza común se explican en base a las adaptaciones de las respuestas del funcionamiento neuromuscular.

Entre las principales adaptaciones descritas en la literatura, vemos que están relacionadas con^{130,157,158}:

a.- Aumento en la activación de los músculos agonistas. Se observa en las contracciones voluntarias máximas unos valores más elevados en registros de IEMG, los cuales vienen acompañados de mayores momentos de torques de fuerza, después de un período de entrenamiento. Ese acrecentamiento podría ser por un aumento de número de unidades motoras activadas y/o por un aumento en la frecuencia de impulso nervioso que llega a las unidades motoras. Esta última respuesta parece ser la más común en individuos con poca experiencia en entrenamientos de fuerza muscular, debido a que no están habituados a regímenes de contracciones musculares en las que sean necesario el reclutamiento de todas las unidades motoras.

b.- Mejora de la coordinación intramuscular. Como respuesta a los programas de entrenamiento de la fuerza muscular, parece que se produce una mejora en la sincronización de las unidades motoras. Estas unidades motoras son reclutadas de modo más coordinada, siendo necesaria una menor frecuencia de estímulos para producir la misma fuerza.

c.- Mejora de la coordinación intermuscular: el entrenamiento de fuerza muscular también aporta un componente de aprendizaje motor que colabora para una mejor coordinación entre los músculos agonistas y antagonistas. Así, tanto los mecanismos de activación de las unidades motoras (mayor activación de los músculos agonistas), como los mecanismos de inhibición (menor activación de los músculos antagonistas) proporcionan un movimiento más económico y sincronizado.

1.5.5. - Entrenamiento, metodología y el desarrollo de la fuerza muscular.

Tanto la manifestación como el desarrollo de la fuerza, son directamente dependientes de la capacidad del músculo en modificar su morfología (hipertrofia) o coordinación neuromuscular. Destacadas capacidades, se ven afectadas en mayor o menor medida según el tipo de entrenamiento a que la estructura muscular está sometida. La distribución de las variables intensidad, volumen, intervalos de recuperación y velocidad de ejecución, marcarán en gran medida el tipo de fuerza a desarrollar.

Los métodos más utilizados para el entrenamiento de la fuerza guardan una relación directa con los tipos de manifestación de fuerza,

puesto que deben respetar sus características a la hora de determinar los aspectos más importantes que serán requeridos. Podemos encontrar en la literatura especializada, variaciones relacionadas a la nomenclatura utilizada para definir la tipología de entrenamiento aplicado.

Badillo y Ayestarán¹³⁰ sugieren la siguiente terminología:

- Entrenamiento para la mejora de la fuerza máxima
- Entrenamiento para mejorar el IMF (Índice Máximo de Fuerza): fuerza explosiva y elástico-explosiva
- Entrenamiento de la fuerza reactiva
- Entrenamiento de la resistencia a la fuerza

Siff y Verkhoshansky utilizan términos que pueden diferir muy poco de lo anterior, destacando la velocidad y capacidad de reacción.

- Desarrollo de la fuerza máxima
- Desarrollo de la fuerza velocidad
- Desarrollo de la fuerza explosiva y la capacidad reactiva
- Desarrollo de la fuerza resistencia

El programa de entrenamiento que hemos utilizado en este estudio tenía como objetivo principal la mejora de los niveles iniciales de la fuerza dinámica máxima relativa. En este sentido, trataremos de transcribir la información más evidenciada y relacionada con dicho protocolo.

Entrenamiento de fuerza con cargas de alta intensidad, está ampliamente documentado el uso de cargas de alta intensidad¹⁵⁹⁻¹⁶² en el entrenamiento de la fuerza para lograr las adaptaciones que acarrearán en un incremento en los niveles de fuerza muscular. Se consideran entrenamientos de alta intensidad aquellos que utilizan cargas iguales o superiores al 65% del valor referencia para una repetición máxima (1RM)^{159,162}. Otro aspecto muy común de encontrarse en ese tipo de entrenamientos es el uso del fallo muscular como factor limitante del trabajo. Los resultados son contradictorios en cuanto a qué estrategia proporciona mayor beneficio para la mejora de la fuerza, si trabajar o no hasta el fallo muscular¹⁶³⁻¹⁶⁵.

También, en el caso del número total de repeticiones por serie, existen distintas posibilidades para lograr beneficios en la fuerza muscular. Por ello, el número de repeticiones por cada serie de trabajo más común estará entre 4-15 repeticiones máximas.

Con el uso de cargas máximas calculadas para un número reducido de repeticiones (entre 4-15 RM), dentro de cada serie de trabajo, se podría crear la premisa necesaria para que el umbral de unidades motoras reclutadas estuviera cerca de su máximo, estableciendo de esa manera la posibilidad de activación casi completa por parte de las unidades motoras^{161,166}.

Las adaptaciones musculares, como el incremento de los niveles de fuerza, en parte pueden ser atribuidas al fenómeno de mecanotransducción, por el que los mecanorreceptores presentes en la unidad del sarcolema (integrinas y adhesiones focales-citoesqueleto/matriz extracelular), convierten la energía mecánica en señales químicas que median los procesos anabólicos y catabólicos de la célula muscular.

Hemos encontrado estudios que relatan la mejora de los niveles de fuerza muscular, en periodos tan breves como 6 semanas de un programa de entrenamiento utilizando cargas de alta intensidad^{159,167,168}. En fases tan tempranas las ganancias de fuerza pueden oscilar entre el 10-30% (torque de fuerza)^{133,135,169} y entre el 15-50%^{167,170-173} (valores para pruebas de 1RM).

Respeto al volumen de trabajo más comúnmente utilizado, los estudios parecen evidenciar una mayor posibilidad de ganancias de fuerza para los trabajos de multiples-series frente a los de series-simple (únicas)^{162,171-175}. Aunque programas de entrenamiento con volúmenes más pequeños también logren una mejoría en los niveles de fuerza, aquellos programas que cuentan con un mayor volumen de entrenamiento, evidencian incrementos superiores.

Si bien no se puede explicar con total claridad en qué medida está determinada la influencia del mecanismo exacto que justificará la mejora de los niveles de fuerza, bien por adaptaciones morfológicas o neurales, o de ambas. Parece ser que los niveles de tensión generados por los músculos implicados, no son los únicos factores que colaboran para las adaptaciones necesarias que conllevarán a esos aumentos. Factores relacionados con la fatiga y el coste energético¹⁷² del entrenamiento también son primordiales para que esos aumentos, en el caso de las multiple-series, sean superiores.

Cuando se desea que los aumentos de fuerza sean máximos el trabajo de multiples-series está justificadamente recomendado^{162,172,174,175}.

2.- OBJETIVOS E HIPÓTESIS DEL ESTUDIO

2.- OBJETIVOS E HIPÓTESIS DEL ESTUDIO

Como objetivo general del estudio se plantea el comparar la influencia de la ALM versus los EE pasivos mantenidos, en un programa de entrenamiento de fuerza muscular en los miembros inferiores a lo largo de un período de cinco semanas de duración.

2.1.- OBJETIVOS.

De manera concreta, los objetivos específicos que se persiguen son los siguientes:

- a) Describir y comparar las posibles diferencias de varianza que existan en los valores de fuerza muscular en la flexión y extensión de rodillas (flex/ext rod.), y en la flexión plantar y dorsal de tobillos (flex.p/d tob.), después de un periodo de cinco semanas de entrenamiento de fuerza muscular aplicado a los tres grupos de sujetos estudiados.
- b) Describir y comparar las posibles diferencias que se produzcan en los niveles de fuerza muscular explosiva en las extremidades inferiores, después de cinco semanas de entrenamiento de fuerza muscular aplicado a los tres grupos de sujetos estudiados
- c) Describir y comparar las posibles diferencias que se produzcan en los niveles de flexibilidad de cadera y de tobillos, después de cinco semanas de entrenamiento de fuerza muscular aplicado a los tres grupos de sujetos estudiados
- d) Describir y comparar las posibles diferencias que se produzcan en los niveles de fuerza muscular dinámica máxima en la flexión y extensión de rodillas (flex/ext rod.), y en la flexión plantar y dorsal de tobillos (flex.p/d tob.) del miembro contralateral e ipsilateral, después de cinco semanas de entrenamiento de fuerza muscular, a los dos grupos de sujetos estudiados con aplicación unilateral de autoliberación miofascial versus estiramientos estáticos mantenidos, respectivamente.

2.2.- HIPÓTESIS.

Después de haber revisado las publicaciones más destacadas sobre la influencia de los estiramientos y la autoliberación miofascial en las acciones musculares que demandan la máxima manifestación de fuerza muscular en sus diferentes expresiones, se formulan las siguientes hipótesis:

- 1) Que en cualquier programa de entrenamiento para la fuerza muscular, la aplicación de la técnica de autoliberación miofascial favorece una mayor ganancia de fuerza muscular, tanto respecto al grupo control como al grupo de aplicación de estiramientos estáticos pasivos mantenidos.
- 2) Que la aplicación unilateral de la autoliberación miofascial y los estiramientos estáticos mantenidos incrementan los valores bilaterales de flexibilidad de tobillo y cadera.

3. - METODOLOGÍA

3.- METODOLOGÍA.

En este apartado se describe la metodología, los procedimientos, los materiales y métodos utilizados durante el período de realización de este estudio.

3.1.- PROCEDIMIENTOS GENERALES.

En los procedimientos generales detallaremos todos los aspectos relacionados con la temporalidad de desarrollo de la tesis, diseño del estudio, muestra, instrumentos de medición, equipamiento deportivo y pruebas de aplicación.

3.1.1.- Temporalidad de desarrollo de la tesis.

La elaboración y el posterior desarrollo del estudio, que ha llevado a la escritura de esta tesis, ha trascendido a lo largo del periodo comprendido entre los meses de febrero de 2014 y septiembre de 2015.

El diagrama que sigue es representativo de este período con todas sus diferentes fases (figura 26).

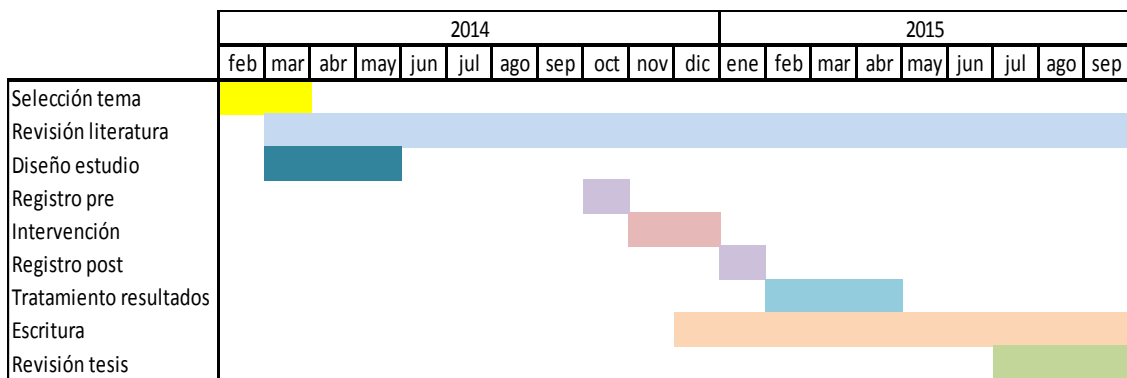


Figura 26. Diagrama de tiempo de realización de la tesis.

* **En cuanto a la selección del tema a desarrollar**, uno de los principales motivos por el que se ha elegido el estudio de la liberación miofascial ha sido, por ser una de las técnicas originarias de otras áreas profesionales que se ha ido incorporando de forma indiscriminada en el día a día de las prácticas físico-deportivas de cualquier nivel condicional, sin tener claro la influencia que tiene su uso en las capacidades físicas, entre ellas la fuerza muscular y la flexibilidad corporal.

* **En la revisión de la literatura existente**, esta nos ha permitido aproximarnos a un campo poco estudiado dentro del ámbito

de la actividad física y el entrenamiento deportivo, además de conocer las metodologías utilizadas en los estudios que guardan cierta relación con los temas principales de nuestro estudio, y ampliar determinadas expectativas frente a las posibilidades de aplicación tanto en las prácticas conocidas como en las novedosas. La referida revisión se ha hecho hasta la fecha de presentación de esta tesis, recogiendo información de los últimos artículos publicados sobre el uso de la liberación miofascial y la práctica deportiva, y el uso de los estiramientos estáticos en los programas de entrenamiento de fuerza.

* **En el diseño del estudio**, se han elaborado los protocolos y procedimientos para desarrollar la investigación como:

- Establecimiento de objetivos.
- Hipótesis del estudio.
- Selección instrumental y material.
- Selección de los ejercicios.
- Selección de los participantes en el estudio.
- Definición del perfil.
- Criterios de inclusión/exclusión.

* **En los registros pre-test**, se hizo un control y monitorización de las variables a estudiar, en las semanas previas al comienzo del periodo de intervención.

* **En la intervención**, se ejecutó todo el programa de entrenamiento de fuerza.

* **En los registros post-test**, se controlaron y monitorizaron las variables a estudiar, en las semanas posteriores al finalizar el periodo de intervención.

* **En el tratamiento de los resultados**, se realizó la aplicación de los métodos estadísticos necesarios para el análisis de los resultados, métodos estadísticos que se escogieron de acuerdo a los realizados en otros estudios publicados en diferentes artículos que versaban sobre el entrenamiento de la fuerza muscular y los niveles de flexibilidad corporal.

* **En la escritura**, se reflejó en texto todo el trabajo realizado de la tesis.

* **En la revisión**, se repasó finalmente todo el texto escrito de la tesis.

3.1.2.- Diseño del estudio.

Para averiguar la influencia de la ALM versus EE pasivos mantenidos en un programa de entrenamiento de fuerza muscular se realizó un estudio experimental aleatorizado. Se empleó un diseño de estudio prospectivo de sesgo abierto y aleatorizado por grupos.

Antes de empezar, y al finalizar, el período de ejecución del programa de entrenamiento, todos los sujetos participantes, un total de 41 personas, acudieron en dos ocasiones al Laboratorio de Rendimiento Deportivo de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia en dos ocasiones, pre-test y post-test periodo de intervención, y en ambas se ejecutaron los mismos registros bajo las mismas condiciones medioambientales y estructurales para su posterior análisis, interpretación y comparación.

Los registros utilizados en cada asistencia fueron para determinar los valores de fuerza explosiva (Squat Jump), flexibilidad de cadera (Sit and Reach), flexibilidad de tobillo (Leg Motion) y fuerza dinámica máxima (Biodex) para la flexión y extensión de rodillas y flexión y extensión de tobillos.

Los sujetos fueron distribuidos aleatoriamente en 3 grupos, grupo control (GC), grupo intervención foam roller (GFR) y grupo intervención estiramientos estáticos (GEE).

Entre las sesiones de registros para los valores referidos anteriormente a pre-test y post-test, todos los grupos se sometieron al mismo programa de entrenamiento para la fuerza muscular, durante cinco semanas y con una frecuencia de dos sesiones semanales. Tuvieron que realizar en cada sesión de entrenamiento los ejercicios de Extensión de Rodillas, Flexión de Rodillas y Elevación de Tobillos, con volúmenes e intensidades de trabajo común para todos los grupos, los cuales consistían en la ejecución de 6 series de 6RM en cada ejercicio^{75,176}.

El orden de los ejercicios también han sido aleatorios dentro de cada grupo, con el fin de reducir una posible interferencia por la realización de una única secuencia de ejercicios.

Mientras que el GC únicamente realizada el entrenamiento previsto para cada sesión de entrenamiento, los grupos GFR y GEE tenían que realizar, además, la aplicación de sus respectivas técnicas, antes y después de la sesión de entrenamiento, es decir, en el calentamiento y la recuperación final (figura 27).

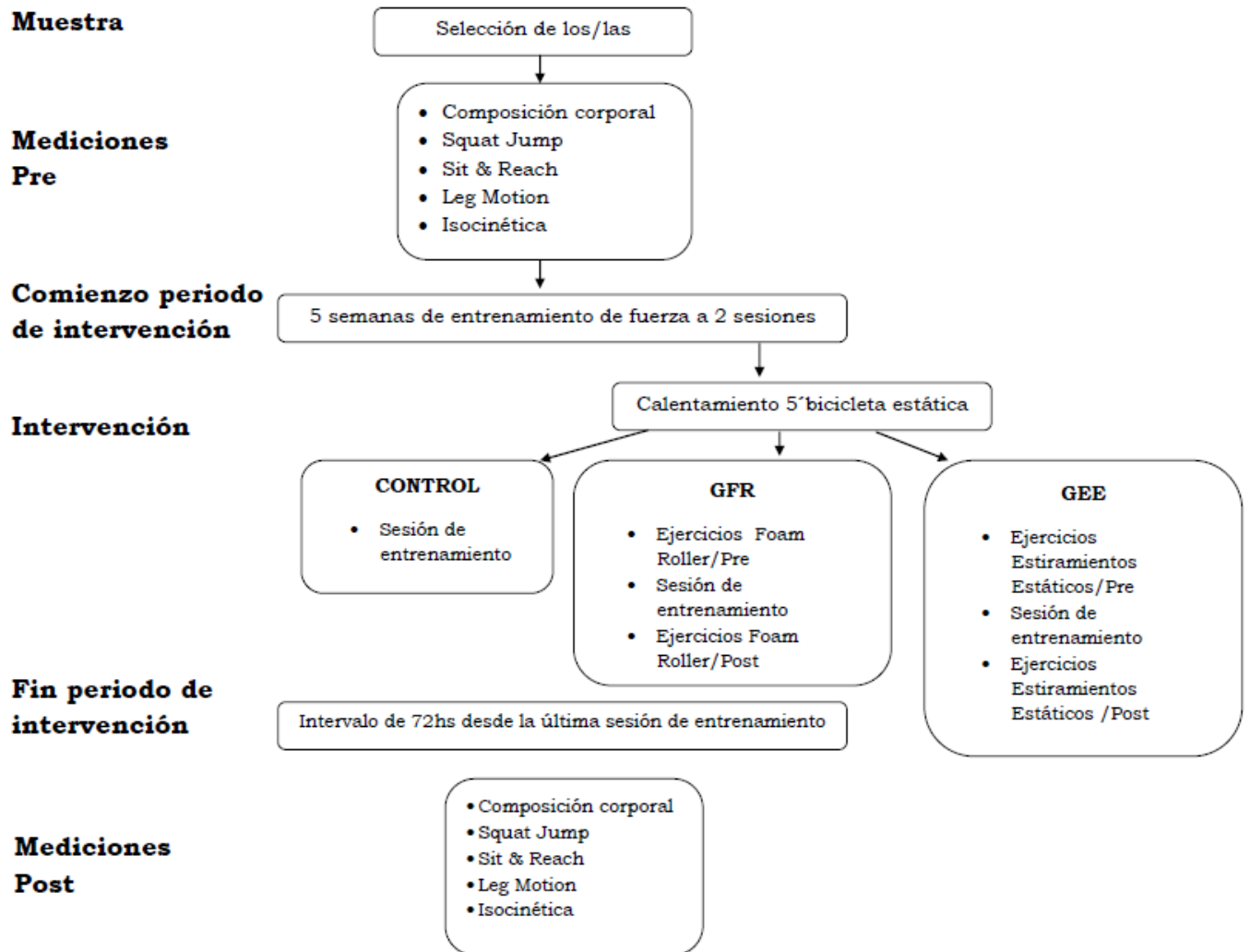


Figura 27. Esquema diseño experimental del estudio.

3.1.3.- Participantes.

Los sujetos participantes que finalizaron el periodo completo de este estudio fueron un total de 41 personas (28 hombres y 13 mujeres), con valores medios absolutos de 26,50 años de edad, 170,53cm de estatura y 67,76Kg de peso. Las tablas 7 y 8 muestran todos los datos medios descriptivos relativos a la edad y variables antropométricas según el género.

Tabla 7. Datos descriptivos relativos a la edad y variables antropométricas de sujetos masculinos.

Variables	Control	Foam Roller	Estir. Estáticos
Edad (años)	24.7 ±3.6	29.1 ±3.7	25.1 ±3.4
Estatura (cm)	182.1 ±6.4	177.7 ±4.6	176.6 ±8.2
Peso (kg)	81.1 ±10	75.6 ±12.1	78.1 ±14.1
% Grasa	22.8 ±7.8	19.6 ±5.9	23.3 ±7.7

Tabla 8. Datos descriptivos relativos a la edad y variables antropométricas de sujetos femeninos.

Variabes	Control	Foam Roller	Estir. Estáticos
Edad (años)	25.2 \pm 5	27.2 \pm 5.9	27.7 \pm 3.1
Estatura (cm)	163.3 \pm 4.9	161.8 \pm 5.1	161.7 \pm 4.9
Peso (kg)	58.2 \pm 0.8	59.8 \pm 1.8	53.8 \pm 3.8
% Grasa	31.5 \pm 4.9	33.2 \pm 4.6	28.5 \pm 2.7

Todos los sujetos tenían una experiencia previa en entrenamiento de la fuerza y prácticas regulares de otras actividades físico deportivas no inferiores a 6 meses. Ninguno de los sujetos que realizaron el estudio presentaron alteraciones musculares, articulares, neurológicas u otro tipo que afectaran a la ejecución práctica del estudio. Todos consintieron participar en el estudio mediante la aceptación y firma de su consentimiento expreso (ANEXO 1). El estudio fue aprobado por una comisión ética institucional (ANEXO 2). Todos los procedimientos descritos en este estudio cumplen los requisitos establecidos en la declaración de Helsinki de 1975, revisada en 2008.

Al inicio del estudio, en la fase de captación de los sujetos voluntarios a participar de los entrenamientos, se informó a un gran número de personas y un total de 89 personas manifestaron inicialmente tener interés en participar, de los cuales 57 acudieron a la primera sesión de medición, y de ahí 45 comenzaron a realizar las sesiones de entrenamiento.

La muestra se vio afectada por 4 bajas antes de las mediciones finales post-test. Dos participantes sufrieron lesiones deportivas originadas por contusiones jugando al fútbol, hecho que les impidió finalizar el periodo de entrenamiento de 5 semanas. Y los otros dos participantes, pese haber superado el período de entrenamiento, no pudieron acudir a la sesión de mediciones finales post-test al ausentarse en dichas semanas posteriores. Finalmente participaron de manera integral en el estudio 41 personas.

Los criterios de inclusión fueron:

- Personas entre 18 y 35 años de edad.
- Físicamente activas.
- Con experiencia previa en el entrenamiento de la fuerza de 6 meses mínimo.
- No sufrir dolores músculo-esqueléticos.
- No sufrir trastornos neuromusculares.

- No padecer alteraciones en articulaciones o sistema óseo.
- Compromiso en cumplir con el tiempo de participación necesario para finalizar el período completo de intervención del estudio (registros pre-test, post-test y período de intervención), aproximadamente 8 semanas en total.

Una vez establecidos los criterios de inclusión y exclusión, se solicitó de manera aleatoria y verbal la participación de los sujetos en el estudio. Todos eran abonados del Complex Cultural-Esportiu Patraix y participaron totalmente de forma voluntaria. Una vez seleccionados los sujetos se les administraba el cuestionario PAR-Q de Shepard (ANEXO 3) como herramienta de aptitud para la práctica del ejercicio físico.

3.1.4.- Instrumentos de medición.

Los instrumentos y materiales empleados en el estudio para medir los valores, pre-test y post-test período de intervención, para la flexibilidad de cadera y tobillo, y para la fuerza dinámica máxima y fuerza explosiva, fueron los descritos a continuación.

3.1.4.1.- Medición de la flexibilidad.

* **Flexibilidad de Tobillo.** Para la medición del rango de movimiento de la flexión dorsal de tobillo fue aplicado el test recientemente validado de Leg Motion¹⁷⁷ Basic version (figura 28).



Figura 28. Leg Motion Basic Version.

* **Flexibilidad de cadera.** Para medir la flexibilidad de los músculos de la zona isquiosural y espalda baja^{178,179}, se utilizó el cajón propio para el test Sit & Reach (figura 29).



Figura 29. Cajón Sit and Reach.

3.1.4.2.- Medición de la fuerza.

* **Fuerza explosiva.** Para la medición de la fuerza explosiva de los miembros inferiores se usó como referencia la capacidad de salto vertical, y se utilizó la plataforma de contactos^{180,181} ChronoJump de BoscoSystem® (figura 30).



Figura 30. Plataforma de contactos Chrono-jump.

La plataforma de contactos envía los datos para su registro al programa informático de uso libre Chronojump versión 1.4.7.0 (Ohloh-Black Duck Software, Inc. 2012) a través del cronómetro específico Chronopic 3 (figura 31), instrumento que mide las distintas fases de contacto con la plataforma.



Figura 31. Medidor Chronopic 3.

* **Fuerza dinámica máxima.** Para la medición de los torques máximos y medios de fuerza concentrica, fue utilizado el dinamómetro

isocinético (figura 32) Biodex System 4 Pro, (Biodex Medical Systems, Inc, Shirley, NY). Dicho dinamómetro está conectado a un ordenador propio que genera comandos específicos para la evaluación isocinética de la fuerza muscular¹⁸². Ordenador que está equipado con el programa informático Biodex Advantage Software (Biodex Medical Systems) para el sistema operativo Windows (Microsoft Corp, Redmond, Wash).



Figura 32. Dinamómetro isocinético Biodex System 4 Pro.

3.1.4.3.- Medidas antropométricas.

Las medidas antropométricas se realizaron mediante tallímetro (figura 33) y báscula (figura 34) de bioimpedancia magnética (Omron BF-508 OMRON HEALTHCARE Co., Ltd. Kyoto, Japan).



Figura 33. Tallímetro.



Figura34. Báscula impedancia magnética Omron BF-508.

3.1.4.4.- Equipamiento deportivo utilizado.

Los aparatos utilizados en los entrenamientos para este estudio han sido 3, en concreto para ejercitar los movimientos que implicasen un trabajo concéntrico de los músculos principales para la extensión de rodillas (figura 35), flexión de rodillas (figura 36) y flexión plantar de tobillos (figura 37). Los 3 aparatos están fabricados y comercializados

por la marca Technogym® (Technogym S.p.A., Gambettola, Italia), sus principales funcionalidades se describen a continuación:

* **Leg extension:** resistencia guiada regulada con placas de cargas (en kg), mediante sistema de poleas cónicas y redireccionales; el ejercicio se realiza desde la posición sentado; el principal movimiento a realizar, a la hora de vencer la resistencia, es la extensión de rodillas.



Figura 35: Aparato para el ejercicio extensión de piernas Leg extensión Technogym®.

* **Leg curl:** resistencia guiada regulada con placas de cargas, mediante sistema de poleas cónicas y redireccionales; desde la posición sentado; el principal movimiento a realizar, a la hora de vencer la resistencia, es la flexión de rodillas.



Figura 36: Aparato para el ejercicio flexión de piernas Leg curl Technogym®.

* **Calf:** resistencia guiada regulada con discos de distintos kilos; su forma permite trabajar de manera concéntrica, sobrecargando al máximo los músculo responsables por la flexión plantar de los tobillos.



Figura 37. Aparato para el ejercicio elevación de talones Calf Technogym®.

* **Foam Roller.** El accesorio utilizado en este estudio para la aplicación de la técnica de ALM fue el foam roller Grid (Trigger Point Technologies, Austin, USA), está hecho de un cilindro uniforme rígido. En su parte interna está fabricado en PVC (policloruro de vinilo), revestido externamente por una capa de goma EVA (etilenovenilacetato). Ese tipo de foam (figura 38) reproduce las características en cuanto a dimensiones (33 x 10 cm), material y rigidez (duro) de los accesorios utilizados en estudios previos^{5,68,70}.



Figura 38. Accesorio usado para la ALM Foam Roller Grid.

* **Tiempo.** Para controlar los tiempos de descanso entre series de ejercicio y los tiempos de aplicación de las técnicas, se utilizó el cronómetro digital (figura 39) Geonaute® On Start 100 (OXYLANE, Villeneuve d'Ascq Cedex, France).



Figura 39. Cronómetro digital Geonaute On Start 100.

3.2.- Descripción de las pruebas de valoración.

En este apartado se describen todas las pruebas o test seleccionados para valorar las diferentes variables que se pretenden estudiar y relacionar.

3.2.1.- Valoraciones antropométricas.

Se tomaron las medidas para cada participante de:

- Estatura
- Peso corporal
- Composición corporal (% de grasa corporal total)

Las instrucciones que recibieron los sujetos participantes en el estudio a la hora de medir el % de grasa corporal con bioimpedancia magnética fueron las que siguen:

- No haber realizado esfuerzos intensos al menos 24 horas antes a la medición.
- No haber ingerido líquidos ni comida al menos 2 horas antes de la medición.

Durante las mediciones para los valores antropométricos los sujetos participantes estaban descalzos. Para la correcta medición de la composición corporal, los sujetos subían a la báscula posicionando los pies encima de las 4 placas de contacto, además de coger con las manos las asas donde están las otras 2 placas de contacto, manteniéndose quietos hasta que la báscula emitía una señal visual de final de las mediciones de peso y porcentaje de grasa.

3.2.2.- Valoraciones de flexibilidad.

* **Test de flexibilidad Sit & Reach.** Se ha aplicado el test Sit & Reach, ampliamente utilizado para medir la flexibilidad de los músculos de la zona isquiosural y espalda baja^{178,179}. Para la realización de la prueba, los sujetos participantes se colocaron sentados en el suelo con las extremidades inferiores extendidas, tronco erguido, descalzos y con las plantas de los pies apoyados sobre el cajón. Una vez el evaluador indicaba el comienzo de la prueba, realizaban una flexión de tronco, manteniendo las rodillas en extensión completa, alcanzando con las manos, superpuestas una sobre la otra, todo lo que pudiesen hacia la superficie del cajón.

Al llegar a su límite, mantenía la posición durante dos segundos. Cada participante realizaba tres intentos, se registraron los valores alcanzados para todos ellos.

* **Test de movilidad de tobillo Leg Motion.** El test “Leg Motion”, recientemente validado por Calatayud et al.¹⁷⁷, sirve para evaluar el rango de movilidad articular del tobillo, por tanto, mide la dorsiflexión

pasiva de dicha articulación. Es una prueba bastante sencilla que permite realizar una medición de forma objetiva por un solo evaluador.

Para la medición efectiva del rango de movimiento de la articulación del tobillo, el sujeto participante debe aproximarse a una lámina escalada, puesta en el suelo, posicionando uno de los pies en la marca visual para ubicar los dedos referentes al primero y segundo metatarsiano. El talón estará igualmente en su correspondiente marca y posición.

Sin perder el contacto del talón con el suelo, el sujeto participante debe llevar su rodilla lo más adelante que pueda, como si de una estocada se tratara (figura 40), empujando con la cara anterior de la rodilla una varilla de metal que sirve para determinar la distancia entre la extremidad distal del pie y el punto máximo alcanzado por la rodilla, que en este caso coincide con el valor máximo para la dorsiflexión del tobillo.

Cada participante realizó tres intentos, todos ellos registrados por el evaluador. A cada intento el sujeto participante mantuvo durante tres segundos la posición de máxima distancia alcanzada.



Figura 40. Test para dorsiflexión de tobillo Leg Motion (Tomado de Calatayud et al.¹⁷⁷).

3.2.3.- Valoraciones de la fuerza muscular.

* **Fuerza Explosiva - Squat jump test (SJ).** El Squat Jump es uno de los tests de Bosco¹⁸³ (Counter movemen jump–CMJ; o Drop jump–DJ) que se utiliza para valorar las cualidades físicas relacionadas con la acción motriz del salto.

El SJ nos permite, mediante la altura alcanzada por el usuario, valorar la fuerza explosiva de los miembros inferiores. En nuestro estudio utilizamos únicamente el SJ como prueba para valorar la fuerza explosiva.

Para realizar este test el sujeto participante debe colocar las manos en la cadera, con las rodillas en flexión a 90° (*squat*), debe realizar el salto más alto posible partiendo de la posición estática. Durante todo el salto las manos deben permanecer en contacto con la cadera (figura 41). Los saltos se realizaron en la plataforma de contacto y registro Chrono Jump BoscoSystem®. Cada participante tuvo la oportunidad de realizar dos saltos sobre la plataforma, con un intervalo de descanso de un minuto entre saltos. Ambos saltos se registraron.



Figura 41. Squat jump test en ChronoJump-Bosco System.

* **Fuerza dinámica máxima.** Para valorar los distintos aspectos que se relacionan con la fuerza dinámica máxima^{184,185}, se utilizó el dinamómetro isocinético Biodex System 4 Pro, (Biodex Medical Systems, Inc, Shirley, NY).

* **Prueba de flexión y extensión de rodilla Biodex.** La prueba consiste en realizar 5 repeticiones a una velocidad, controlada por el dinamómetro isocinético, de $60^\circ \cdot s^{-1}$ a la máxima fuerza posible en ambos movimientos. El respaldo debe estar a una inclinación de 85° , el dinamómetro está dispuesto en la posición de 90° de forma lateral, con una inclinación de 0° . El eje de rotación del dinamómetro debe estar alineado junto al cóndilo femoral lateral en un plano sagital de la rodilla evaluada.

Esta debe estar en flexión a un ángulo de 90° , la pierna sujeta por una cinta de velcro entre el tendón de Aquiles y la zona más distal del músculo gastrocnemio (figura 42). Así mismo, tanto muslo como el propio tronco están sujetos por cinturones que minimizan la acción de los flexores de la cadera. Cada sujeto participante realizó 30 segundos de movimientos de flexión y extensión de rodilla (sin esfuerzo) como calentamiento específico previo al comienzo de la prueba.



Figura 42. Prueba de flexo-extensión de rodilla Biodex.

* **Prueba de flexión plantar y flexión dorsal del tobillo Biodex.** La prueba consiste en realizar 5 repeticiones a $30^\circ \cdot s^{-1}$ de velocidad, a la máxima fuerza posible en ambos movimientos. La colocación de del respaldo de la silla estaba inclinada a 70° , el dinamómetro está dispuesto en la posición de 90° de forma lateral, con una inclinación de 0° . El reposapiés está con una inclinación de 0° . El eje de rotación del dinamómetro debe estar en posición neutra, el eje pasa a través del cuerpo del astrágalo, maléolo del peroné, y a través de o justo por debajo del maléolo tibial. El pie está sujeto por una fijación con dos straps de sujeción (figura 43). Cada sujeto participante realizó 30 segundos de movimientos de flexion plantar y flexión dorsal de tobillo (sin esfuerzo) como calentamiento específico previo al comienzo de la prueba.

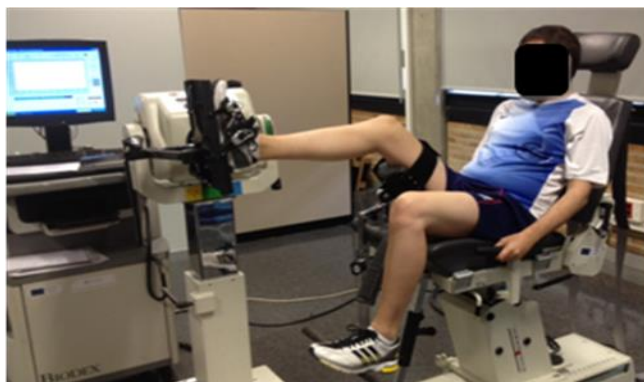


Figura 43: Prueba de flexión plantar y dorsal de tobillo Biodex.

3.3.- Descripción del programa de entrenamiento de fuerza muscular.

* **Duración.** El programa de entrenamiento se aplicó durante 5 semanas con una frecuencia de entrenamiento de 2 sesiones semanales y un intervalo entre sesiones de 72 horas.

* **Intensidades.** Para la realización de los ejercicios de extensión de rodillas, flexión de rodillas y elevación de tobillos. Se calcularon las

cargas de entrenamiento necesarias para lograr las intensidades equivalentes a un 85% del valor referencia 1RM. Para ello se utilizó el método de aproximación de cargas sugerido por Shimano et al.¹⁸⁶ para obtener los valores para las 6 repeticiones máximas para cada ejercicio.

- 1.- El participante calienta con 10 repeticiones, el 50% de 6RM estimadas.
- 2.- Después de 1 minuto de descanso, el sujeto realiza 6 repeticiones, el 70% de 6RM estimadas.
- 3.- El punto 2 se repite con 6 repeticiones, el 90% de 6RM estimadas.
- 4.- Después de 2 ó 3 minutos de descanso y dependiendo del esfuerzo requerido para la anterior serie, se llevan a cabo 6 repeticiones entre el 100% y 105% de 6RM estimadas.
- 5.- De nuevo, después de entre 3 y 5 minutos de descanso, si el paso 4 ha sido satisfactorio, incrementa la carga entre el 2,5% y 5% para otra serie de 6RM. Si 6 repeticiones no se consiguen completar en el paso 4, se reduce entre 2,5% y 5% de la carga usada y se intenta otra serie de 6RM.
- 6.- Si el peso ha sido reducido en el paso 5, y 6 repeticiones fueron conseguidas, este es el peso de las 6RM del participante. Si no ha podido realizarlas aún con el peso reducido, deberá hacer el test de nuevo 24 horas después.

Este protocolo de actuación se repitió en los tres ejercicios del programa de entrenamiento: extensión de rodillas, flexión de rodillas y elevación de tobillos.

Se utilizó la tabla de “Estimación de 1RM y cargas de entrenamiento” (figura 44), como guía para estimar cargas posteriores.

Una vez alcanzada la carga para cada ejercicio, se registraba en la HOJA DIARIA DE ENTRENAMIENTO (ANEXO 4) los kilos alcanzados, para así poder empezar la primera serie en el primer día de entrenamiento con la carga correcta. Todas las cargas de todas las series de todos los ejercicios se registraron en la HOJA DIARIA DE ENTRENAMIENTO.

A cada serie los investigadores trataban de asegurarse que la sexta repetición era la última posible. Caso de no ser así, se incrementaba la carga para la siguiente serie. Los criterios de incremento de carga se basaban en la experiencia de los investigadores, conjuntamente con la percepción subjetiva del esfuerzo por parte de los

sujetos participantes. Los cuales estaban siempre animados a que llegasen a su máximo esfuerzo a cada serie de ejercicio.

Estimating 1RM and Training Loads

Max reps (RM)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	15
%1RM	100	95	93	90	87	85	83	80	77	75	67	65
Load (pounds or kg)	10	10	9	9	9	9	8	8	8	8	7	7
	20	19	19	18	17	17	17	16	15	15	13	13
	30	29	28	27	26	26	25	24	23	23	20	20
	40	38	37	36	35	34	33	32	31	30	27	26
	50	48	47	45	44	43	42	40	39	38	34	33
	60	57	56	54	52	51	50	48	46	45	40	39
	70	67	65	63	61	60	58	56	54	53	47	46
	80	76	74	72	70	68	66	64	62	60	54	52
	90	86	84	81	78	77	75	72	69	68	60	59
	100	95	93	90	87	85	83	80	77	75	67	65
	110	105	102	99	96	94	91	88	85	83	74	72
	120	114	112	108	104	102	100	96	92	90	80	78
	130	124	121	117	113	111	108	104	100	98	87	85
	140	133	130	126	122	119	116	112	108	105	94	91
	150	143	140	135	131	128	125	120	116	113	101	98
	160	152	149	144	139	136	133	128	123	120	107	104
	170	162	158	153	148	145	141	136	131	128	114	111
	180	171	167	162	157	153	149	144	139	135	121	117
	190	181	177	171	165	162	158	152	146	143	127	124
	200	190	186	180	174	170	166	160	154	150	134	130
	210	200	195	189	183	179	174	168	162	158	141	137
	220	209	205	198	191	187	183	176	169	165	147	143
	230	219	214	207	200	196	191	184	177	173	154	150
	240	228	223	216	209	204	199	192	185	180	161	156

Figura 44: Estimación de cargas de entrenamiento a 1RM. (Tomado de Baechle et al¹³²)

* **Volumen.** Cada participante debía realizar, en todas las sesiones, 6 series de 6 repeticiones máximas en todos los ejercicios que componían el programa. La realización de los 3 ejercicios nos da un total de 18 series por sesión de entrenamiento.

* **Velocidad de ejecución.** La velocidad de ejecución de cada repetición seguía la frecuencia de 2:2, es decir, debían utilizar 2 segundos para cada fase de contracción (excéntrica y concéntrica).

* **Intervalos de recuperación.** Para los intervalos de recuperación entre series y entre ejercicios, se utilizó el tiempo de 2

minutos de recuperación pasiva. A cada participante se le asignaba un cronometro para que pudiera controlar el tiempo de recuperación.

* **Frecuencia de entrenamiento.** Los sujetos participantes fueron asignados de forma aleatoria para los días de entrenamiento, que respetaban una frecuencia de 2 sesiones semanales, separadas por 72 horas de descanso entre sesiones. Los días de entrenamiento asignados fueron los lunes y jueves o los martes y viernes.

Todos los sujetos participantes siguieron con sus actividades rutinarias deportivas y no deportivas, sin incrementos de ningún tipo en cuanto a volumen e intensidades.

3.3.1.- Descripción de los ejercicios de fuerza muscular.

* **Extensión de rodillas (ER).** Este ejercicio monoarticular se realiza en máquina (figura 45), implicando en su totalidad la musculatura que conforman los denominados músculos del cuádriceps: vasto interno, vasto externo, recto anterior y vasto intermedio. Para realizar el ejercicio con el mayor confort posible, los sujetos participantes permanecen sentados en la máquina regulando la distancia del asiento y del respaldo, adecuando la posición de la espalda, cadera y alineamiento de los trocánteres mayores de las rodillas con el eje de rotación del brazo de resistencia de la máquina.

Con las manos en los respectivos agarres, se parte desde flexión de rodillas (ángulo aprox. 80°-90°) hasta la extensión completa de las mismas. Al finalizar la extensión completa de rodillas, esas vuelven a su posición de partida para dar comienzo a la siguiente repetición del ejercicio.

Para la correcta realización del ejercicio los sujetos participantes no podían mantener las caderas en retroversión, ni levantarlas del asiento, ni bloquear la articulación de la rodilla en la extensión completa. De esa forma se buscó minimizar al máximo la influencia de cualquier otra articulación en la realización de la flexión y extensión de rodillas.

Las repeticiones se realizaron de forma simultánea para ambas rodillas. Una vez iniciado la serie no se permitían paradas, o micro-pausas, entre las fases de transición extensión/flexión/extensión. Las repeticiones respetaron los tiempos de cada fase del ejercicio (concéntrico y excéntrico) de 2 segundos por fase.



Figura 45: Ejercicio de extensión de rodillas.

* **Flexión de rodillas (FLR).** Este ejercicio monoarticular se realiza en máquina (figura 46), implicando en su totalidad la musculatura que conforman los denominados músculos isquiotibiales: semitendinoso, semimembranoso y las porciones larga y corta del bíceps femoral. Desde la alineación y adecuación de la máquina a nuestra comodidad y talla, se mantiene la espalda completamente apoyada en el asiento y con la parte posterior de las piernas (entre el final de los gastrocnemios y comienzo del tendón de Aquiles) reposadas encima de la almohadilla que reviste el brazo de resistencia del aparato.

Con las manos en los respectivos agarres, se realiza un movimiento que parte desde la completa extensión de rodillas hasta su flexión que se aproxime al ángulo de 90°.

Una vez alcanzada la flexión máxima con cargas en el ejercicio, las dos piernas vuelven a su posición inicial de extensión completa de rodillas para dar comienzo a la nueva repetición.

Las repeticiones se realizaron de forma simultánea para ambas rodillas. Una vez iniciado la serie no se permitían paradas, o micro-pausas, entre las fases de transición flexión/extensión/flexión. Las repeticiones respetaron los tiempos de cada fase del ejercicio (concéntrico y excéntrico) de 2 segundos por fase.



Figura 46: Ejercicio de flexión de rodillas.

* **Elevación de talones (ET).** A través de este ejercicio (figura 47) se trabajan la musculatura implicada en el movimiento de flexión plantar de tobillos, músculos que conforman el tríceps sural: gastrocnemios (porción lateral y medial) y el músculo sóleo. Para dar comienzo al ejercicio, primero, se colocan ambos pies (zona que demarca la unión articular entre los metatarsos y las falanges proximales de los pies) sobre la plataforma de apoyo la máquina. Los pies deben estar separados a una anchura similar a la de la cintura pélvica.

Las rodillas están en máxima extensión. Una vez posicionado/a, debe sujetar firmemente los agarres laterales con la intención de subir la carga elegida para el trabajo y con un movimiento único de flexión plantar debe superar la carga hasta el punto máximo de elevación de talones. Llegado a este punto, sin pausa, debe retornar a la posición inicial para dar comienzo a la siguiente repetición.

Las repeticiones se realizaron de forma simultánea para ambos tobillos. Una vez iniciado la serie no se permitían paradas, o micro-pausas, entre las fases de transición flexión plantar/flexión dorsal/flexión plantar. Las repeticiones respetaron los tiempos de cada fase del ejercicio (concéntrico y excéntrico) de 2 segundos por fase.



Figura 47: Ejercicio de elevación de tobillos.

3.3.2.- Descripción de los grupos de entrenamiento.

Todos los sujetos participantes realizaron el mismo entrenamiento con el mismo volumen, intensidad y descanso, sólo cambiando el grupo al cual pertenecían. Ese venía marcado según la condición experimental, foam roller, estiramientos estáticos o condición control.

Los sujetos participantes fueron asignados de forma aleatoria a cada grupo de entrenamiento.

* **Grupo Foam Roller (GFR).** Para la condición experimental foam roller, los sujetos participantes realizaban los ejercicios propuestos para la ALM de los músculos implicados en la ejecución de los ejercicios

entrenados, al finalizar el calentamiento y después de la última serie del último ejercicio (recuperación). Las condiciones experimentales (foam roller y estiramientos estáticos) solo se aplican a una de las extremidades inferiores, en este caso, la pierna dominante.

Previamente, en el día de las valoraciones y mediciones pre-test, los sujetos participantes recibieron una sesión de familiarización del uso del foam. Practicaron la técnica adecuada para cada ejercicio de ALM en las zonas musculares entrenadas (cuádriceps, isquiotibiales y tríceps sural).

Como parámetro de control de la intensidad (presión ejercida sobre el foam) de cada ejercicio de foam se utilizó la escala de percepción del dolor propuesta en estudios anteriores^{8,59,64,67,68,70,72,187}.

Cada participante identificaba el nivel 0 (nada de dolor/molestia) y el nivel 10 (dolor insoportable). Una vez identificados los dos extremos, se situaban a cada serie de trabajo con el foam en un baremo 7-8, dentro de la escala de dolor.

Los tiempos de aplicación del foam fueron de 2 series de 30 segundos cada serie, con 10 segundos de descanso entre series, en cada sesión de entrenamiento, durante el calentamiento y en la vuelta a la calma, totalizando 120 segundos en cada sesión. Esos tiempos fueron elegidos con base a estudios previos que sugieren tiempos de presión sobre el foam de entre 30-60 segundos y hasta 5 minutos^{5-8,57-59,63-65,67,68,70,72}. Los investigadores se aseguraban de una correcta técnica de ejecución en cada ejercicio.

Según la posición requerida en cada ejercicio foam, los sujetos participantes utilizaban el apoyo de las manos o los antebrazos para suspender y apoyar la mayor superficie corporal (de la zona muscular deseada) posible sobre el foam. Para así poder rodar libremente y con la presión adecuada sobre el foam.

La frecuencia de paso (rodamiento) debía respetar el tiempo de 2 segundos en cada sentido (proximal-distal y distal-proximal).

Para el ejercicio foam cuádriceps (figura 48), el sujeto participante estaba en decúbito ventral con los antebrazos apoyados en el suelo para así estar a la misma altura del foam y poder realizar los movimientos de rodamiento sobre la superficie cilíndrica del mismo. El recorrido se limitaba desde la línea inguinal (zona más proximal del cuádriceps), pasando por la mayor superficie posible de la cara anterior del muslo, hasta la parte más distal del muslo antes de llegar a la rótula.



Figura 48: Ejercicio foam roller cuádriceps.

Para el ejercicio foam isquiotibiales (figura 49), el sujeto participante estaba sentado en el suelo con las piernas en completa extensión y el foam bajo la zona de los músculos isquiotibiales. Las manos apoyadas en el suelo, le proporcionaba capacidad para realizar los movimientos de rodamiento sobre la superficie cilíndrica del foam. El recorrido se limitaba desde la tuberosidad isquiática, inmediatamente al finalizar el glúteo mayor, pasando por la cara posterior del muslo, hasta la parte más distal de los músculos isquiotibiales y la zona poplítea.



Figura 49: Ejercicio foam roller isquiotibiales.

Para el ejercicio foam tríceps sural (figura 50), el sujeto participante estaba sentado en el suelo con las piernas en completa extensión y el foam bajo el conjunto de músculos denominado tríceps sural. Las manos apoyadas en el suelo, le proporcionaba capacidad para realizar los movimientos de rodamiento sobre la superficie cilíndrica del foam. El recorrido se limitaba desde el tendón de Aquiles, pasando por la cara posterior de la pierna, hasta la parte más proximal de los gastrocnemios y final de la zona poplítea.



Figura 50. Ejercicio foam roller tríceps sural.

Todos los ejercicios fueron aplicados solo en una de las extremidades inferiores, en este caso la extremidad correspondiente a la pierna dominante.

* **Grupo Estiramientos Estáticos (GEE).** Todos los sujetos participantes que integraban este grupo realizaron el mismo programa de entrenamiento de fuerza que los demás grupos GFR y GC. En este caso la condición experimental se fundamentaba en la realización de 3 ejercicios de EE pasivos mantenidos. Al igual que en la condición experimental foam, el GEE también realizaba los ejercicios de estiramientos al finalizar el período de calentamiento y en la vuelta a la calma, en todas las sesiones del programa de entrenamiento de fuerza.

Anteriormente al comienzo de las sesiones de entrenamiento los sujetos participantes del GEE recibieron una sesión de familiarización para la realización de los ejercicios de EE pasivos mantenidos.

Como parámetro de control de la intensidad para los estiramientos se utilizó la escala de percepción del dolor propuesta en estudios previos^{5,116,118,119,187}. Cada participante identificaba el nivel 0 (nada de dolor/molestia) y el nivel 10 (dolor insoportable). Una vez identificados los dos extremos, se situaban en cada serie de estiramiento en un baremo 7-8, dentro de la escala de dolor.

Los tiempos de ejecución de cada ejercicio fueron de 2 series de 30 segundos cada con 10 segundos de descanso entre series, en cada sesión de entrenamiento, durante el calentamiento y en la vuelta a la calma, totalizando 120 segundos en cada sesión. Los tiempos utilizados en las intervenciones para el grupo GEE y el grupo GFR fueron los mismos. Los investigadores se aseguraban de una correcta técnica de ejecución en cada ejercicio.

Para el ejercicio de estiramiento cuádriceps (figura 51), los sujetos participantes del GEE debían ponerse en apoyo monopodal (pierna no dominante), para así poder realizar el ejercicio que les proporcionaría el estiramiento de la musculatura de la cara anterior del muslo (pierna dominante). Para ello, sujetaban el pie de la pierna dominante con la mano contralateral, a la altura de la parte más distal de la tibia, peroné y parte proximal del maléolo lateral y astragalina.

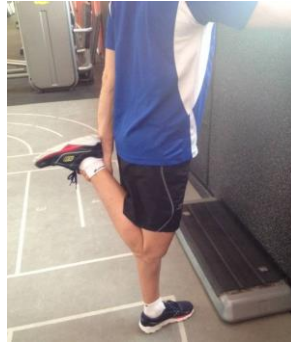


Figura 51: Ejercicio estiramiento cuádriceps.

Cada participante alcanzaba la amplitud articular que le proporcionaba la intensidad correcta para el ejercicio de estiramiento, manipulando la extensión de la cadera. Para poder facilitar el posicionamiento del tronco o la hiperextensión del muslo, apoyaban la mano ipsilateral en la pared.

Para el ejercicio estiramiento isquiotibiales, los sujetos participantes del GEE se colocaban en apoyo monopodal (pierna no dominante), para así realizar el ejercicio que les proporcionaba el estiramiento de la musculatura de la cara posterior del muslo (pierna dominante). Para ello, apoyaban el pie de la pierna dominante a una altura suficiente que les proporcionaba la intensidad adecuada del ejercicio de estiramiento.

Cada participante se puso enfrente a unas escaleras para poder apoyar el pie de la pierna dominante a la altura correspondiente (figura 52). Para evitar la rotación de la cadera en ambas piernas, tanto el pie de la pierna contraletaral como el de la pierna ipsilateral estaban en posición anatómica.

Las dos rodillas permanecían en extensión completa y el tronco en posición erguida a 90° respecto al muslo ipsilateral. Así mismo, para evitar el estiramiento de la zona baja de la columna y aumentar la intensidad de los estiramientos de los músculos isquiotibiales, los sujetos participantes no variaban el ángulo de flexión o rotación del tronco.



Figura 52: Ejercicio estiramiento isquiotibiales.

Para el ejercicio estiramiento tríceps sural (figura 53), los sujetos participantes del GEE se colocaban en apoyo monopodal (pierna no dominante), para así realizar el ejercicio que les proporcionaba el estiramiento de la musculatura de la cara posterior de la pierna dominante. Para ello, apoyaban el último tercio (más distal) del pie (pierna dominante), a la altura del comienzo de los 5 huesos metatarsianos, sobre un step. La rodilla de la pierna en estiramiento en completa extensión.

Los sujetos participantes utilizaban el apoyo de ambas manos en la pared, así mismo, utilizaban ese apoyo para regular la intensidad del estiramiento variando el ángulo de dorsiflexión del tobillo, acercándose más o menos a la pared.



Figura 53: Ejercicio estiramiento tríceps sural.

3.4.- Procedimientos de las sesiones de investigación.

Todos los sujetos que participaron en el estudio, realizaron dos clases de sesiones. Dos sesiones de valoración y diez sesiones de intervención. Las sesiones de valoración tuvieron lugar durante los meses de octubre de 2014 y enero de 2015. Las sesiones de valoración se realizaron en el laboratorio de análisis del rendimiento deportivo de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia. Mientras que las sesiones de intervención (entrenamientos), se realizaron en el gimnasio del Complex Esportiu-Cultural Patraix.

3.4.1.- Descripción de las sesiones de valoración.

En las sesiones de valoración se realizaron la recogida de datos de todas las pruebas de mediciones en dos visitas distintas. La primera antes de empezar con el período de intervención, sesión de recogida de datos pre-test. La segunda visita se realizó al término del período de

intervención, o en su defecto, al finalizar las 5 semanas de entrenamiento, sesión de recogida de datos post-test. Ambas sesiones contaban con un período latente, respecto al comienzo o final del periodo de intervención, que no superaba los 10 días de intervalo. Para ello, organizábamos las citas en el laboratorio previendo los tiempos de comienzo y final del programa de entrenamiento.

Previamente, se les hizo entrega del documento de consentimiento informado, que una vez leído, lo firmaban mostrando su conformidad a participar en el estudio objeto de esta tesis, al mismo tiempo se les entregaba el cuestionario Par-Q para su contestación y se les informó de las instrucciones para el día de la recogida de datos.

Una vez recogida la documentación, se distribuyeron los sujetos participantes en 3 grupos de forma aleatoria. Conformando así los grupos GC (15 participantes), GFR (13 participantes) y GEE (13 participantes).

Las condiciones térmicas del laboratorio fueron siempre controladas ($22^{\circ}\text{C} \pm 3^{\circ}\text{C}$ temperatura, $45\% \pm 4\%$ de humedad).

* **Sesión pre-test y post-test.** En ambas sesiones se realizaron los mismos protocolos bajo las mismas condiciones. Con el fin de disminuir al máximo las posibles interferencias por cambios en el ritmo biológico diario, los sujetos participantes acudían en la misma franja horaria en ambas visitas.

Se convocó a los sujetos participantes de forma individual, habiéndoseles advertido de que evitasen realizar cualquier tipo de entrenamiento físico, al menos durante las 48 horas anteriores a las sesiones de valoración, así como que evitasen el consumo de sustancias estimulantes (ej. cafeína) y cualquier otro tipo de esfuerzo intenso que pudiesen influir en las valoraciones.

Todas las mediciones fueron llevadas a cabo por dos examinadores, uno de ellos el investigador principal de este estudio, y de forma individualizada.

En primer lugar se realizaron las mediciones antropométricas de cada sujeto participante:

1º- Medición de la estatura.

2º- Medición del peso.

3º- Medición del % de grasa corporal mediante bioimpedancia magnética (Omron BF-508 OMRON HEALTHCARE Co., Ltd. Kyoto, Japan).

Adicionalmente a las advertencias recibidas para acudir a las sesiones de valoración, los sujetos participantes recibieron instrucciones que debían seguir a la hora de medir el % de grasa corporal a través de impedancia magnética, como son:

- No haber realizado esfuerzos intensos al menos 24 horas antes a la medición.
- No haber ingerido líquidos ni comida al menos 2 horas antes de la medición.

A continuación se realizó de manera protocolarizada un calentamiento dirigido por uno de los examinadores, que consistió en caminar a ritmo moderado durante 5 min. con una percepción del esfuerzo mediante la escala de OMNI¹⁸⁸ para marcha/carrera de adultos (percepción del esfuerzo RPE 3-4 escala de OMNI 10) (ANEXO 5).

Y seguidamente se realizaron las pruebas de valoración y sus registros sobre:

4º- Fuerza explosiva - Squat Jump, test en plataforma de contactos ChronoJump BoscoSystem.

5º- Flexibilidad para la musculatura isquiosural y columna baja en cajón Sit & Reach.

6º- Flexibilidad de tobillos – Leg Motion.

7º- Fuerza dinámica máxima – flexo/extensión de rodilla

8º- Fuerza dinámica máxima – flexión plantar/flexión dorsal de tobillo.

Todos los datos y valores de registro de cada sesión de valoración fueron registrados en la HOJA SESIÓN VALORACIÓN pre-test y post-test (ANEXO 6).

En la sesión de valoración pre-test, al finalizar la realización de la última medición, los sujetos participantes realizaron una sesión de familiarización según el grupo experimental al cual estaban asignados. Los sujetos del grupo GFR recibían instrucciones y practicaban los ejercicios de ALM, los sujetos del grupo GEE recibían instrucciones y practicaban los ejercicios de estiramientos estáticos pasivos mantenidos y los sujetos del grupo GC finalizaban la sesión con la última medición.

Igualmente, al finalizar la sesión de valoración pre-test, todos los sujetos participantes recibieron instrucciones respecto a las sesiones de entrenamiento. En ese día también, se les asignaron sus días y horarios de entrenamiento, los cuales tuvieron que respetar durante las 5 semanas de intervención del estudio.

3.4.2.- Descripción de las sesiones de intervención.

Las sesiones de intervención se realizaron a lo largo de las 5 semanas del programa de entrenamiento para la fuerza. Como ya se explicó previamente, los sujetos participantes de todos los grupos GC, GFR y GEE acudían a 2 sesiones semanales separadas por un intervalo de recuperación entre sesión de 72 horas. Al finalizar la sesión de valoración pre-test se informaba a los sujetos participantes la combinación de días que les correspondían a cada uno, lunes y jueves o martes y viernes. Ese reparto se hizo según la disponibilidad tanto de los participantes como de los investigadores. A cada sesión estaban presentes siempre dos investigadores. Contábamos con dos alumnos en periodo de prácticas (curso de Grado en Ciencias de la Actividad Física y Deporte de la Universidad de Valencia y de la Universidad Católica de Valencia) y el investigador principal de este estudio, se repartieron los horarios de manera que cada investigador estuviera a cargo de 2 participantes a cada hora.

Las sesiones de intervención tenían una duración total aproximada de 45 minutos cada. Durante ese tiempo todos los sujetos participantes realizaban:

1º- Calentamiento (protocolarizado y común a todos los grupos). Ejercicios específicos para las condiciones experimentales sólo GFR y GEE; el GC inmediatamente después del calentamiento común iniciaba el primer ejercicio.

2º- Ejercicios que componían el programa de entrenamiento para la fuerza (comunes para todos los grupos; orden de los ejercicios aleatorizado y contrabalanceado). Ejercicios específicos para las condiciones experimentales sólo GFR y GEE; el GC finalizaba su sesión de entrenamiento con la realización de la última serie del último ejercicio.

Durante el periodo que duró la intervención, los sujetos participantes recibieron instrucciones para que siguiesen su dieta con normalidad, mantuviesen sus prácticas deportivas de manera habitual sin cambios adicionales en cuanto a volumen y/o intensidades.

También se les informó que deberían acudir a la hora de su sesión habiendo tomado una comida 1-1.5 horas antes de los entrenamientos y tomar agua a gusto propio durante los ejercicios.

En cada sesión de intervención se apuntaban, en la HOJA DIARIA DE ENTRENAMIENTO (ANEXO 4), las cargas de todas las series para todos los ejercicios de cada participante.

Calentamiento General para GC, GFR y GEE.

Antes de empezar con los ejercicios del programa de entrenamiento, todos los sujetos participantes realizaron el mismo calentamiento general. Durante 5 minutos se ejercitaban en un cicloergometro, bicicleta estática disponible en la instalación, a un ritmo moderado con una percepción del esfuerzo RPE 3-4 (escala de OMNI 10)¹⁸⁸.

A continuación, cada grupo debía asumir su condición dentro del estudio y pasar a la siguiente parte de la sesión:

- Los sujetos participantes del grupo GC pasaban directamente al calentamiento específico del ejercicio correspondiente al entrenamiento de fuerza.
- Los sujetos participantes del grupo GFR realizaban sus ejercicios específicos de ALM (2 series de 30 segundos, con 10 segundos de descanso entre series para cada ejercicio), respetando el mismo orden de los ejercicios de entrenamiento de fuerza.
- Los sujetos participantes del grupo GEE realizaban sus ejercicios específicos de estiramientos estáticos pasivos (2 series de 30 segundos, con 10 segundos de descanso entre series para cada ejercicio), respetando el mismo orden de los ejercicios de entrenamiento de fuerza.

Calentamiento específico para GC, GFR y GEE.

Al finalizar el calentamiento general y común para todos los grupos, pasaban a la siguiente fase de calentamiento específico para los ejercicios de entrenamiento de fuerza.

En el caso de los sujetos participantes de los grupos experimentales, previamente, realizaban anteriormente al calentamiento específico los ejercicios de ALM o EE.

Los sujetos participantes se dirigían a la máquina que le correspondía a cada uno según el ejercicio a realizar (extensión de rodillas/flexión de rodillas/elevación de talones). En este segundo calentamiento tenían que realizar 10 repeticiones al 50% de 6RM, con 1 minuto de descanso, 8 repeticiones al 75% de 6RM, con 2 minutos de descanso, y acto seguido la primera serie del entrenamiento al 100% de 6RM. A cada nuevo ejercicio, hacían una primera serie, no computable en las 6 totales, de 10 repeticiones al 50% de 6RM para ese ejercicio.

En todas las series de cada ejercicio respetaban los 2 minutos de recuperación entre serie y ejercicio. Se les entregaba a todos los sujetos

participantes un cronometro al principio de cada sesión. Los investigadores se aseguraban de que lo utilizaran correctamente para el control de los tiempos.

En cuanto a la intensidad de los ejercicios, previamente al comienzo del período de intervención, todos los sujetos participantes en el estudio fueron citados para que acudiesen al gimnasio y así poder determinar el peso en kilos a utilizar en cada ejercicio. Para ello, se utilizó el procedimiento de aproximación de cargas, descrito anteriormente, con el objetivo de encontrar los valores que lograsen la intensidad de entrenamiento para las 6RM.

Una vez encontrado el valor de 6RM para cada ejercicio, se registraba en la HOJA DIARIA DE ENTRENAMIENTO como marca para los 6RM pre-test, que además serviría como la carga de la primera serie de cada ejercicio para la 1^o sesión. Sucesivamente los valores para 6RM se actualizaban a cada nueva serie de cada ejercicio, siempre que los sujetos participantes superaban a valor anterior. De igual forma, el valor más alto alcanzado en todas las sesiones, se registró como los 6RM post-test.

Los investigadores se aseguraban que la ejecución de cada repetición fuera válida, fijándose en el recorrido completo de cada movimiento. Además de verificar al final de cada serie la posibilidad de incrementar los kilos de resistencia para la siguiente serie, a fin de mantener lo más próximo posible la intensidad propuesta del estudio de 6RM. Siempre que sujeto participante llegaba a la última repetición con la sensación de poder realizar una o dos repeticiones más, los investigadores incrementaban la carga.

En cuanto al orden de los ejercicios, con el objeto de elaborar un buen diseño de estudio, los 41 sujetos participantes tuvieron diferentes órdenes de realización de los ejercicios. Se formaron 6 grupos para 6 combinaciones posibles. Con secuencia aleatoria y contrabalanceda que alterna el orden de ejecución de los mismos (figura 54). Para una correcta aleatorización de los ejercicios, se le asigna una letra a cada ejercicio.

Los órdenes posibles fueron ABC, ACB, BAC, BCA, CAB, CBA. Cada persona sigue su mismo orden de ejercicios en todas las sesiones de entrenamiento. Igualmente, ese mismo orden se respetaba en la ejecución de los ejercicios para las condiciones experimentales (GFR) y (GEE).

A= Elevación de Tobillos (ET).
 B= Extensión de Rodillas (ER).
 C= Flexión de Rodillas (FLR).

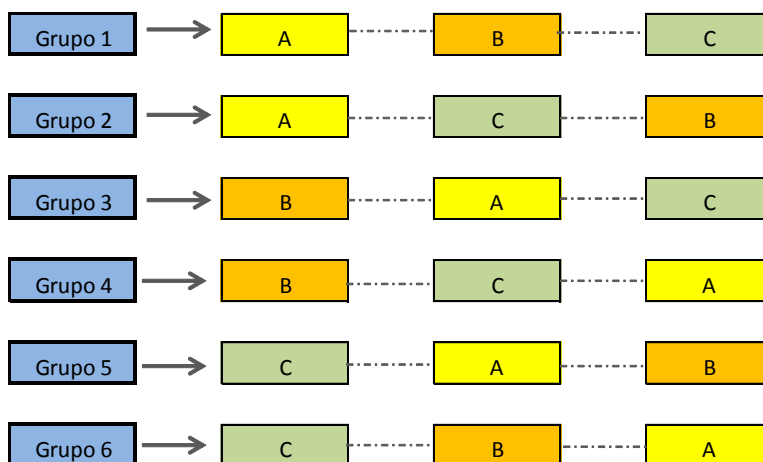


Figura 54: Modelo de aleatorización del orden de los ejercicios.

En el caso de un sujeto que tuviera el orden ABC, debía realizar los ejercicios de fuerza 1º ET, seguido de 2º ER, seguido de 3º FLR; el sujeto que tuviera ese orden y fuera de la condición experimental (GFR), debía seguir el mismo orden para los ejercicios análogos a los de fuerza, en ese caso 1º Foam tríceps sural, seguido de 2º Foam cuádriceps, seguido de 3º Foam isquiotibiales. Lo mismo sucedía con los ejercicios para la condición experimental GEE.

Este proceso se lleva a cabo con el fin de asegurar una mayor validez para los resultados de la investigación, descartando que las supuestas mejoras en el programa de fuerza fueran derivadas a un orden de realización de los ejercicios concreto.

En cuanto a la ejecución de los ejercicios de fuerza. Todos los sujetos participantes ejecutaban igualmente los 3 ejercicios del programa de entrenamiento de fuerza, con un mismo volumen y carga de trabajo para todos de 6 series a 6RM cada en todos los ejercicios.

En cuanto al ritmo de ejecución de los ejercicios. En cada repetición para todas las series en todos los ejercicios de fuerza, se respetó la frecuencia de movimiento de 2:2; dos segundos de duración en la fase concéntrica y dos segundos en la fase excéntrica. No estando permitida la pausa entre una repetición y otra, o entre una fase de movimiento y otra.

Igualmente, en los ejercicios propios de la condición experimental GFR, la frecuencia de movimiento fue de 2:2; dos segundos para cada recorrido, desde proximal a distal y de distal a proximal.

En cuanto a los intervalos de recuperación. Los tiempos para la recuperación entre series, para los ejercicios de fuerza, fueron de 2 minutos. Las sesiones se dieron con un intervalo de tiempo de 72 horas entre sesiones.

En cuanto a la recuperación final o vuelta a la calma. Los sujetos participantes de los grupos experimentales GFR y GEE, tras finalizar la última serie del último ejercicio pasaban directamente a los ejercicios previstos para la vuelta a la calma.

En ese caso, siguieron las mismas pautas, los mismos ejercicios (según condición experimental) y en el mismo orden que aquellos utilizados entre el calentamiento general y específico.

Los sujetos participantes del GC, tras finalizar la última serie del último ejercicio no realizaban ningún tipo de ejercicio o pauta para la vuelta a la calma.

3.5.- Análisis estadístico.

El software SPSS 19 para Windows (SPSS INC, Chicago, Il, USA) se usó para realizar el análisis estadístico. Las variables tenían una distribución normal (Test de Shapiro-Wilk) y homocedasticidad (Test de Levene). La estadística descriptiva se utilizó para calcular las medias, desviaciones estándar, error y dispersión. Se realizó un análisis de modelo lineal general (ANOVA) de medidas repetidas y de dos factores para determinar los efectos de las condiciones experimentales sobre las variables dependientes. Las 3 condiciones experimentales incluían (1)-GC, (2)-GFR y (3)-GEE.

A continuación se realizó un posthoc para comparaciones múltiples para las medias observadas de Tukey y Bonferroni para establecer las diferencias significativas (fijadas a $p \leq 0,05$) entre los grupos.

4.- RESULTADOS

4.- RESULTADOS.

En este apartado se exponen los resultados obtenidos en las mediciones pre-test y post-test dentro del periodo de realización de este estudio.

4.1.- Resultados globales de las pruebas de fuerza muscular dinámica máxima (6RM).

Se puede observar como todos los grupos han conseguido valores medios superiores para la prueba de 6RM en las mediciones post-test periodo de intervención. Dichos valores, fueron superiores en todos los ejercicios y para todas las condiciones estudiadas (tabla 9).

Tabla 9. Medias para 6RM pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas y todos los ejercicios.

	CONTROL		FR		EE	
	Pre (Media ±SD)	Post (Media ±SD)	Pre (Media ±SD)	Post (Media ±SD)	Pre (Media ±SD)	Post (Media ±SD)
ElTob (kg)	154.00 ±40.49	212.00 ±54.53	131.15 ±36.86	190.38 ±48.67	142.69 ±44.37	185.38 ±42.00
ExRod (kg)	83.16 ±19.74	107.17 ±21.81	78.84 ±21.83	105.96 ±30.10	77.11 ±16.38	105.19 ±19.35
FxRod (kg)	62.66 ±14.37	75.16 ±15.79	56.92 ±18.66	68.26 ±19.75	58.07 ±16.52	70.57 ±17.41

Los valores se presentan en medias de (kg): kilogramos, SD: desviación típica, CONTROL (n=15), FR: grupo experimental foam roller (n=13), EE: grupo experimental estiramientos estáticos (n=13), ElTob: elevación de tobillos, ExRod: extensión de rodillas, FxRod: flexión de rodillas.

Igualmente, se puede observar como hay diferencias entre los valores pre-test y post-test en todos los ejercicios y condiciones estudiadas (tabla 10). Todas las diferencias encontradas obtuvieron un valor de significancia $p \leq 0,001$.

Tabla 10. Diferencias entre las medias para 6RM pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas y todos los ejercicios.

	CONTROL		FR		EE	
	MEDIA (post-pre)	SD	MEDIA (post-pre)	SD	MEDIA (post-pre)	SD
ElTob (kg)	58.00*	±27.24	59.23*	±33.09	42.69*	±19.32
ExRod (kg)	24.00*	±6.39	27.11*	±13.10	28.07*	±9.13
FxRod (kg)	12.50*	±5.51	11.34*	±10.18	12.50*	±6.69

Los valores se presentan en medias para las diferencias en (kg): kilogramos, CONTROL (n=15), FR: grupo experimental foam roller (n=13), EE: grupo experimental estiramientos estáticos (n=13), SD: desviación típica, ElTob: elevación de tobillos, ExRod: extensión de rodillas, FxRod: flexión de rodillas (n=15), * $p \leq 0.01$, ** $p \leq 0.05$.

Los valores medios observados post-test período de intervención, para la flexión y extensión de rodilla en la pierna dominante y no dominante, fueron superiores para todas las condiciones estudiadas y en ambas variables. Sin embargo, los resultados observados en las pruebas de varianza (ANOVA) alcanzaron valores muy por encima de $p > 0.05$ (figura 55).

Para el ejercicio extensión de rodillas (6RM) en el caso del GEE comparado con GC y GFR, demostró unos valores de significancia de $p = 0.874$ y $p = 0.938$, respectivamente.

A su vez, en el GFR se observaron valores de $p = 0.938$ GC y GEE $p = 0.988$.

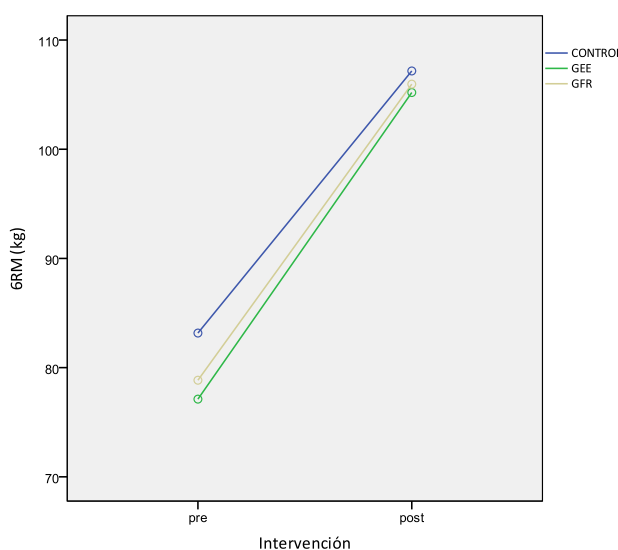


Figura 55: Medias pre-test y post-test para prueba de 6RM extensión de rodillas, (kg): kilogramos, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller.

En el ejercicio flexión de rodillas (6RM) los valores observados no alcanzaron la significancia mínima $p \leq 0.05$. Las diferencias alcanzadas para las comparaciones entre grupos fueron: (GEE y GC) $p = 0.749$; (GEE y GFR) $p = 0.962$; (GFR y GC) $p = 0.580$ y (GFR y GEE) $p = 0.962$ (figura 56).

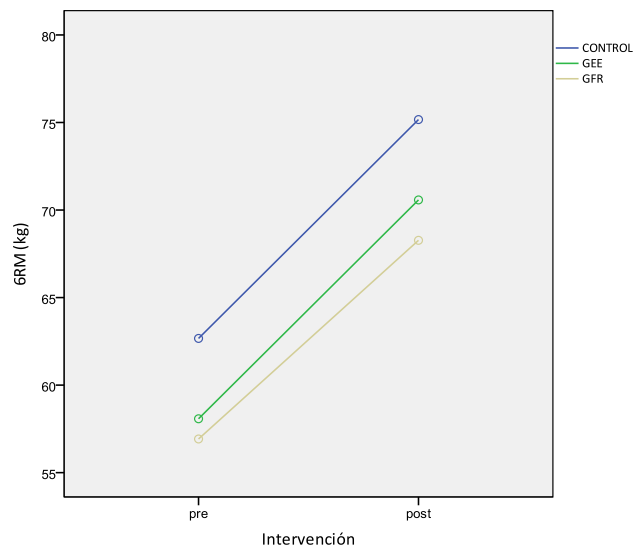


Figura 56. Medias pre-test y post-test para prueba de 6RM flexión de rodillas, (kg): kilogramos, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller.

Para el movimiento estudiado de (6RM) elevación de talones, pudimos observar como todos los grupos obtuvieron valores medios superiores en las mediciones post-test periodo de intervención. Aunque, en el caso del grupo GEE esos los valores medios encontrados para las diferencias fueron ligeramente inferiores a los demás grupos.

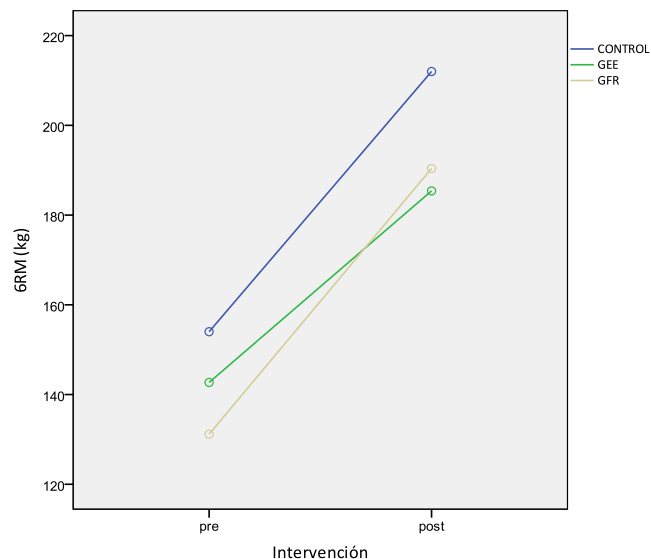


Figura 57. Medias pre-test y post-test para prueba de 6RM elevación de tobillos, (kg): kilogramos, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller.

Sin embargo, los resultados observados en las pruebas de varianza (ANOVA) alcanzaron valores muy por encima de $p > 0.05$ (figura 57). Las diferencias alcanzadas para las comparaciones entre grupos fueron: (GEE y GC) $p = 0.753$; (GEE y GFR) $p = 1.000$; (GFR y GC) $p = 0.540$ y (GFR y GEE) $p = 1.000$.

4.2.- Resultados globales de las pruebas de fuerza muscular dinámica isocinética (Dinamómetro isocinético).

Se presentan aquí los resultados de la prueba con el dinamómetro isocinético para extensión y flexión de rodilla, dorsiflexión y flexión plantar de tobillo, tanto en la pierna dominante como en la pierna no dominante. Las variables elegidas en este caso fueron las de Par Máximo y Potencia Media para cada extremidad (tabla 11).

Tabla 11. Medias para flexión y extensión de rodilla, dorsiflexión y flexión plantar de tobillo en dinamómetro isocinético, pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas en la pierna dominante y no dominante.

	CONTROL		FR		EE	
	Pre (Media \pm SD)	Post (Media \pm SD)	Pre (Media \pm SD)	Post (Media \pm SD)	Pre (Media \pm SD)	Post (Media \pm SD)
ROD_ex_Dom						
<i>Par max. (N.m)</i>	169.05 \pm 46.10	189.13 \pm 47.34	172.75 \pm 57.29	190.18 \pm 68.05	173.93 \pm 51.79	196.82 \pm 54.66
<i>Potencia (W)</i>	106.93 \pm 31.62	124.91 \pm 26.99	102.48 \pm 33.18	125.46 \pm 47.38	103.68 \pm 30.22	135.07 \pm 41.76
ROD_ex_NoDom						
<i>Par max. (N.m)</i>	169.85 \pm 42.28	189.93 \pm 47.10	178.42 \pm 65.15	194.75 \pm 67.96	172.32 \pm 48.82	192.22 \pm 54.98
<i>Potencia (W)</i>	105.91 \pm 27.15	122.98 \pm 30.56	111.62 \pm 48.48	130.31 \pm 45.90	111.78 \pm 28.75	132.05 \pm 37.49
ROD_fx_Dom						
<i>Par max. (N.m)</i>	86.91 \pm 27.18	108.2 \pm 30.41	87.27 \pm 34.74	104.46 \pm 38.29	79.14 \pm 27.55	108.85 \pm 34.98
<i>Potencia (W)</i>	60.25 \pm 21.75	79.96 \pm 25.67	58.52 \pm 27.03	77.36 \pm 30.66	54.46 \pm 18.46	81.23 \pm 27.03
ROD_fx_NoDom						
<i>Par max. (N.m)</i>	85.40 \pm 26.51	105.15 \pm 28.71	84.47 \pm 35.53	96.29 \pm 36.24	77.84 \pm 25.59	106.92 \pm 36.37
<i>Potencia (W)</i>	56.67 \pm 20.59	74.56 \pm 22.41	57.22 \pm 29.31	71.15 \pm 29.69	54.15 \pm 17.40	78.13 \pm 26.27
TOB_dx_Dom						
<i>Par max. (N.m)</i>	95.54 \pm 19.35	106.80 \pm 24.61	98.83 \pm 28.01	113.29 \pm 40.41	98.00 \pm 33.82	129.31 \pm 37.22
<i>Potencia (W)</i>	26.33 \pm 5.78	32.59 \pm 8.21	28.17 \pm 9.56	35.37 \pm 14.64	28.58 \pm 11.44	40.08 \pm 12.11
TOB_dx_NoDom						
<i>Par max. (N.m)</i>	93.76 \pm 16.86	104.11 \pm 18.49	101.61 \pm 33.59	103.30 \pm 36.61	94.42 \pm 29.33	114.84 \pm 33.22
<i>Potencia (W)</i>	26.78 \pm 5.94	32.25 \pm 6.16	29.25 \pm 9.57	31.58 \pm 12.01	26.76 \pm 10.33	35.24 \pm 11.76
TOB_fp_Dom						
<i>Par max. (N.m)</i>	34.79 \pm 13.84	32.70 \pm 7.86	28.25 \pm 10.20	29.82 \pm 12.15	26.19 \pm 6.93	31.90 \pm 8.83
<i>Potencia (W)</i>	10.39 \pm 2.58	11.08 \pm 2.76	9.23 \pm 3.79	9.85 \pm 4.41	8.06 \pm 2.26	11.06 \pm 3.09
TOB_fp_NoDom						
<i>Par max. (N.m)</i>	31.03 \pm 8.66	30.46 \pm 5.74	26.50 \pm 9.61	30.33 \pm 11.22	28.11 \pm 6.26	30.59 \pm 6.62
<i>Potencia (W)</i>	9.88 \pm 3.48	10.24 \pm 2.58	8.33 \pm 3.63	10.24 \pm 4.68	8.27 \pm 2.45	9.90 \pm 2.60

Los valores se presentan en medias de (N.m): newton x metro, (W): vatios, (*Par max.*): par máximo, SD: desviación típica, CONTROL (n=15), FR: grupo experimental foam roller (n=13), EE: grupo experimental estiramientos estáticos (n=13), ROD_ex_Dom: extensión de rodilla pierna dominante, ROD_ex_NoDom: extensión de rodilla pierna no dominante, ROD_fx_Dom: flexión de rodilla pierna dominante, ROD_fx_NoDom: flexión de rodilla pierna no dominante, TOB_dx_Dom: dorsiflexión de tobillo pierna dominante, TOB_dx_NoDom: dorsiflexión de tobillo pierna no dominante, TOB_fp_Dom: flexión plantar de tobillo pierna dominante, TOB_fp_NoDom: flexión plantar de tobillo pierna no dominante.

Los valores para las diferencias medias encontradas para los movimientos de extensión y flexión de rodilla, dorsiflexión y flexión

plantar de tobillo, para la pierna dominante y no dominante, en la prueba realizada en el dinamómetro isocinético están reflejados en la tabla que sigue (tabla 12).

Tabla 12. Diferencia entre las medias para flexión y extensión de rodilla, dorsiflexión y flexión plantar de tobillo en dinamómetro isocinético, pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas en la pierna dominante y no dominante.

	CONTROL			FR			EE		
	MEDIA (post-pre)	SD	% (increm.)	MEDIA (post-pre)	SD	% (increm.)	MEDIA (post-pre)	SD	% (increm.)
ROD_ex_Dom									
<i>Par max. (N.m)</i>	20.08*	±24.29	(11.87)	17.43*	±18.52	(10.08)	22.88*	±18.08	(13.15)
<i>Potencia (W)</i>	17.97*	±23.83	(16.80)	22.97*	±22.15	(22.41)	31.38*	±23.78	(30.26)
ROD_ex_NoDom									
<i>Par max. (N.m)</i>	20.08*	±24.80	(11.82)	16.33*	±12.02	(9.15)	19.90*	±13.80	(11.54)
<i>Potencia (W)</i>	17.06*	±17.26	(16.10)	18.70*	±12.47	(16.75)	20.26*	±14.39	(18.12)
ROD_fx_Dom									
<i>Par max. (N.m)</i>	21.28*	±25.02	(24.48)	17.18*	±17.97	(19.68)	29.70*	±16.99	(37.52)
<i>Potencia (W)</i>	19.71*	±19.87	(32.71)	18.84*	±18.11	(32.19)	26.77*	±16.07	(47.41)
ROD_fx_NoDom									
<i>Par max. (N.m)</i>	19.74*	±20.35	(23.11)	11.81*	±12.62	(13.98)	29.07*	±20.08	(37.34)
<i>Potencia (W)</i>	17.89*	±14.79	(31.56)	13.93*	±14.67	(24.34)	23.97*	±16.17	(44.26)
TOB_dx_Dom									
<i>Par max. (N.m)</i>	11.25**	±20.22	(11.77)	14.45**	±21.96	(14.62)	31.30*	±33.57	(31.93)
<i>Potencia (W)</i>	6.26*	±4.34	(23.77)	7.2*	±7.95	(25.55)	11.50*	±11.97	(40.23)
TOB_dx_NoDom									
<i>Par max. (N.m)</i>	10.34**	±17.59	(11.02)	1.69	±20.85	(1.66)	20.41*	±20.87	(21.61)
<i>Potencia (W)</i>	5.47*	±5.65	(20.42)	2.33	±6.88	(7.96)	8.48*	±9.69	(31.68)
TOB_fp_Dom									
<i>Par max. (N.m)</i>	-2.08	±12.04	(-5.97)	1.56	±5.72	(13.55)	5.71*	±6.37	(21.80)
<i>Potencia (W)</i>	0.68	±1.60	(6.54)	0.62	±2.16	(6.71)	3.00*	±2.93	(37.22)
TOB_fp_NoDom									
<i>Par max. (N.m)</i>	-0.57	±4.34	(-1.83)	3.83*	±4.22	(7.20)	2.47	±4.42	(8.78)
<i>Potencia (W)</i>	0.36	±2.05	(3.64)	1.91*	±1.85	(22.92)	1.63*	±1.53	(19.70)

Los valores se presentan en medias para las diferencias en (N.m): newton x metro, (W): vatios, (*Par max.*): par máximo, SD: desviación típica, % (increm.): porcentaje de incremento, CONTROL (n=15), FR: grupo experimental foam roller (n=13), EE: grupo experimental estiramientos estáticos (n=13), ROD_ex_Dom: extensión de rodilla pierna dominante, ROD_ex_NoDom: extensión de rodilla pierna no dominante, ROD_fx_Dom: flexión de rodilla pierna dominante, ROD_fx_NoDom: flexión de rodilla pierna no dominante, TOB_dx_Dom: dorsiflexión de tobillo pierna dominante, TOB_dx_NoDom: dorsiflexión de tobillo pierna no dominante, TOB_fp_Dom: flexiónplantar de tobillo pierna dominante, TOB_fp_NoDom: flexiónplantar de tobillo pierna no dominante.

Todas las diferencias encontradas entre los valores pre-test y post-test, para los movimientos de extensión y flexión de rodillas, en ambas piernas y para ambas variables (Par Máximo y Potencia Media) alcanzaron significancias $p < 0.001$.

* **En cuanto a la extensión de rodilla.** Los incrementos medios observados para el movimiento de extensión de rodilla, en ambas piernas y todos los grupos estudiados fueron muy semejantes, alcanzando incrementos (en Par Máximo) entre el 11,87% y 13,15%.

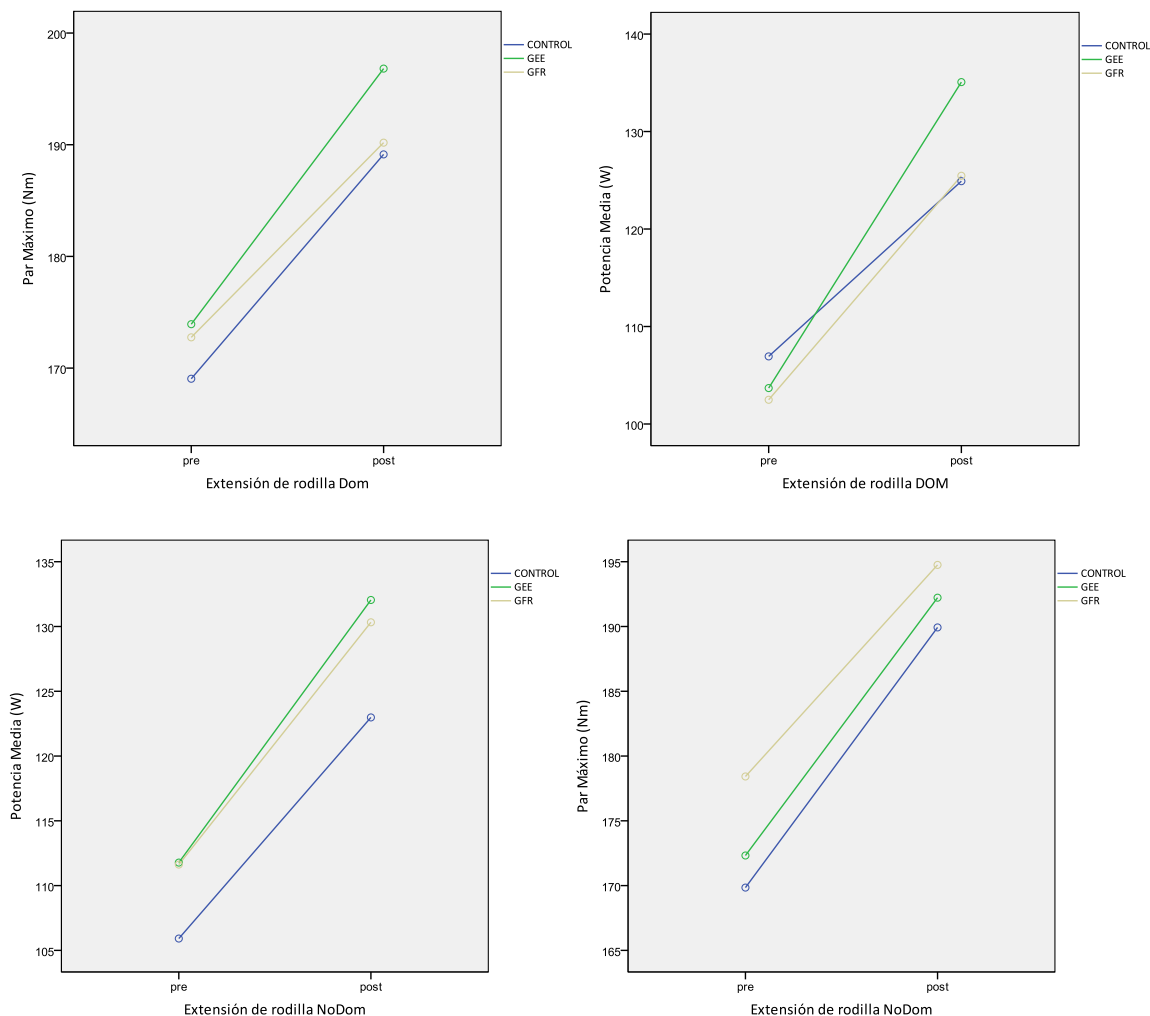


Figura 58. Medias pre-test y post-test para prueba en dinamómetro isocinético para la extensión de rodilla para la pierna dominante y NO dominante, Par Máximo (Nm): newton x metro, Potencia Media (W): vatios, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller.

Sin embargo, para el mismo movimiento, si la Potencia Media observada para la pierna no dominante en todos los grupos igualmente alcanzó incrementos similares entre grupos (16,10% y 18,12%), la pierna dominante tuvo otro comportamiento.

Los incrementos de la potencia media obtenida son: (GC) 16,80%; GFR 22,41%; y GEE 30,26%. Aunque, los resultados observados en las pruebas de varianza (ANOVA) alcanzaron valores muy por encima de $p > 0.05$ (figura 58).

Las diferencias alcanzadas para las comparaciones entre grupos fueron: (GEE y GC) $p>0.850$; (GEE y GFR) $p>0.912$; (GFR y GC) $p>0.883$ y (GFR y GEE) $p>0.912$.

No hubo diferencias para los valores de Par Máximo y Potencia Media a la hora de comparar los incrementos de fuerza entre la pierna dominante y no dominante dentro de cada grupo estudiado.

* **En cuanto a la flexión de rodilla.** Se ha observado como los incrementos medios para Par Máximo en el GC, GFR y GEE, alcanzaban valores en fuerza dinámica máxima para la pierna dominante de 24,48%, 19,68% y 37,52% y Potencia Media de 31,71%, 32,19% y 47,41%, respectivamente. Un comportamiento similar se observa con la pierna no dominante, siendo el GEE el que alcanzó los mayores incrementos en Par Máximo y Potencia Media. Sin embargo, los resultados observados en las pruebas de varianza (ANOVA) alcanzaron valores muy por encima de $p>0.05$ (figura 59).

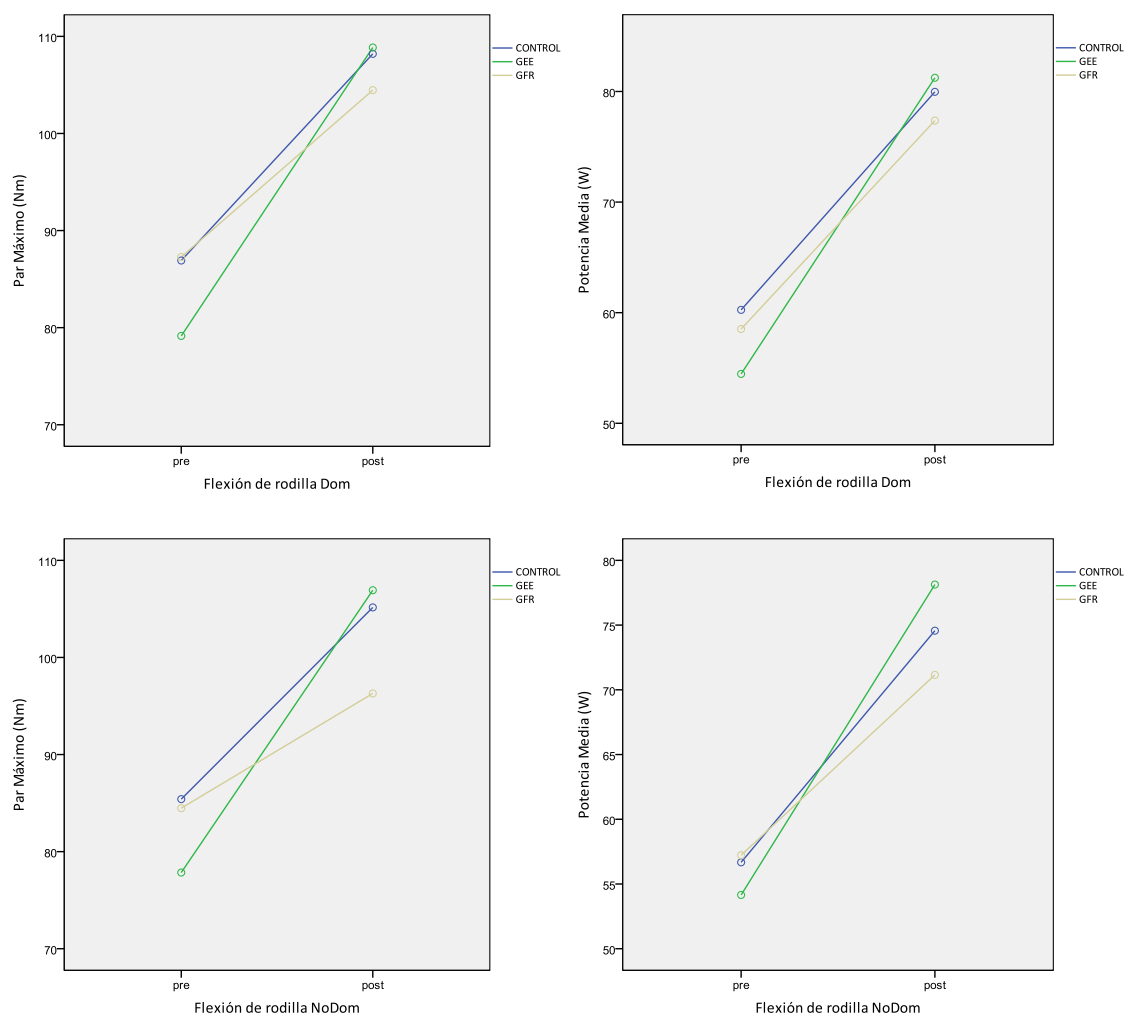


Figura 59: Medias pre-test y post-test para prueba en dinamómetro isocinético para la flexión de rodilla para la pierna dominante y NO dominante, Par Máximo (Nm): newton x metro, Potencia Media (W): vatios, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller.

Las diferencias alcanzadas para las comparaciones entre grupos fueron: (GEE y GC) $p>0.950$; (GEE y GFR) $p>0.975$; (GFR y GC) $p>0.905$ y (GFR y GEE) $p>0.975$.

No hubo diferencias para los valores de Par Máximo y Potencia Media a la hora de comparar los incrementos entre la pierna dominante y no dominante dentro de cada grupo estudiado.

* **En cuanto a la dorsi-flexión de tobillo.** Se ha observado como los incrementos medios para Par Máximo en el GC, GFR y GEE, alcanzaban valores en fuerza dinámica máxima para la pierna dominante de 11,77%, 14,72% y 31,93% y Potencia Media de 23,77%, 25,55% y 40,23%, respectivamente.

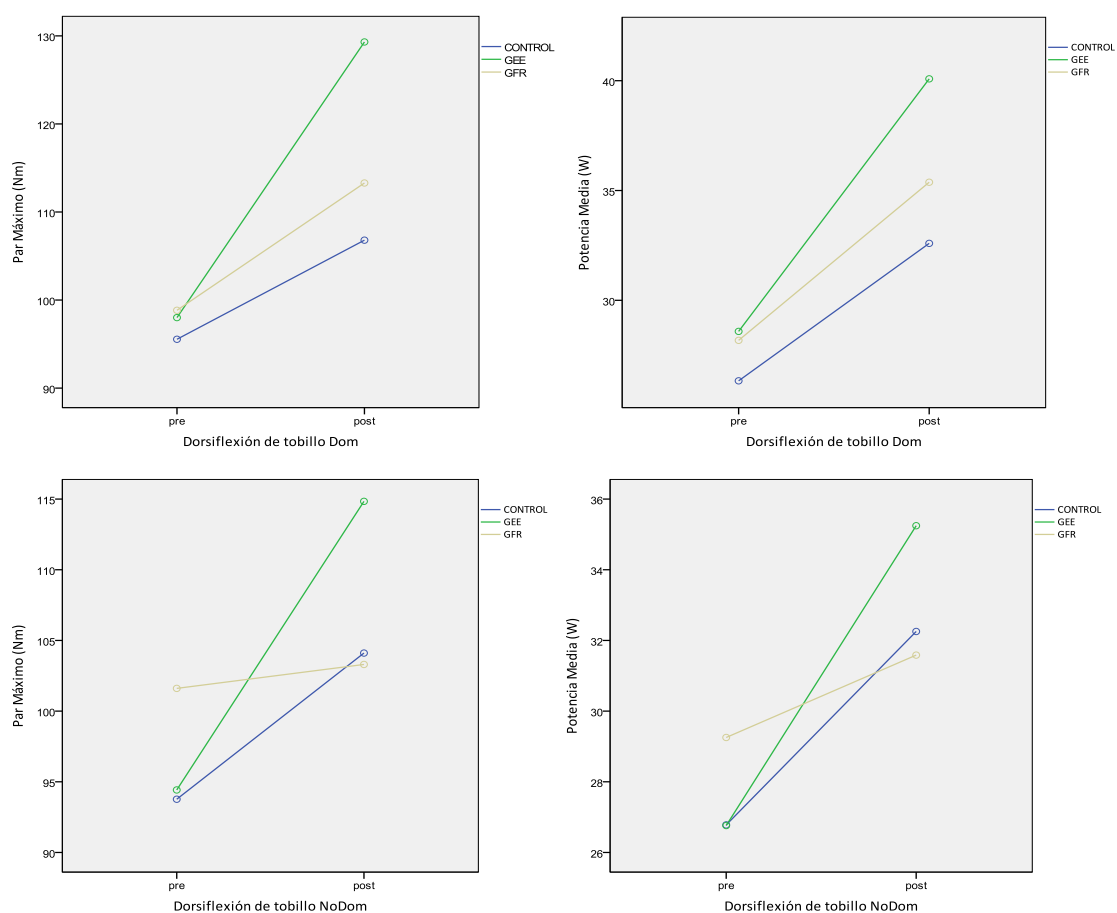


Figura 60: Medias pre-test y post-test para prueba en dinamómetro isocinético para la dorsi-flexión de tobillo para la pierna dominante y NO dominante, Par Máximo (Nm): newton x metro, Potencia Media (W): vatios, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller.

Un comportamiento similar se observó en los valores alcanzados en los GC y GEE.

Sin embargo, para el GFR los incrementos fueron 1,16% (Par Máximo) y 7,96% (Potencia Media).

Aunque, los resultados observados en las pruebas de varianza (ANOVA) alcanzaron valores muy por encima de $p>0.05$ (figura 60).

Las diferencias alcanzadas para las comparaciones entre grupos fueron: (GEE y GC) $p>0.386$; (GEE y GFR) $p>0.779$; (GFR y GC) $p>0.803$ y (GFR y GEE) $p>0.779$.

No hubo diferencias para los valores de Par Máximo y Potencia Media a la hora de comparar los incrementos de fuerza entre la pierna dominante y no dominante dentro de cada grupo estudiado.

* **En cuanto a la flexión plantar de tobillo.** Se observan comportamientos bastantes distintos en cada grupo. Tanto pierna dominante como no dominante, en el caso del GC, sus diferencias medias alcanzaron valores negativos (Par Máximo).

Los valores medios encontrados post-test periodo de intervención para el movimiento de flexión plantar del tobillo, quizás sean los más desiguales observados en este estudio (figura 61).

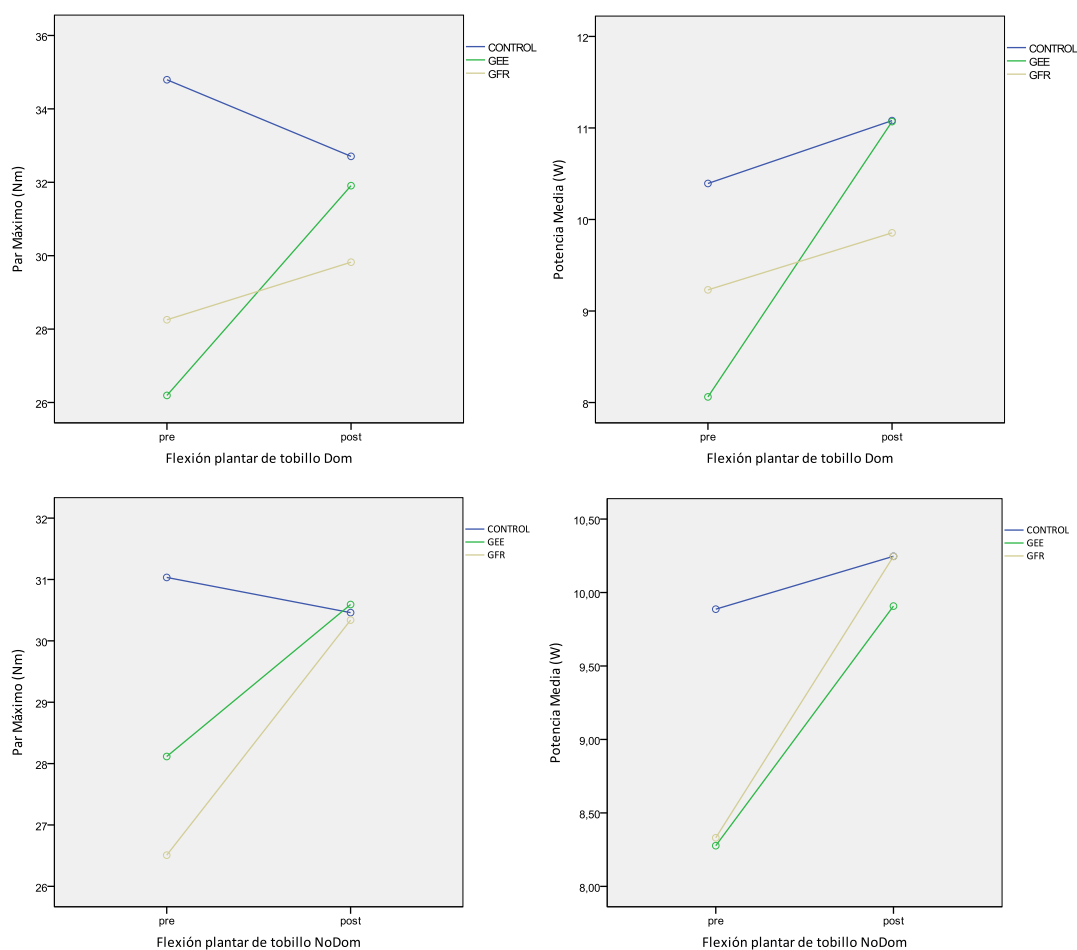


Figura 61: Medias pre-test y post-test para prueba en dinamómetro isocinético para la flexión plantar de tobillo para la pierna dominante y NO dominante, Par Máximo (Nm): newton x metro, Potencia Media (W): vatios, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller.

En el caso del GC, vemos que el Par Máximo post-test es ligeramente inferior al Par Máximo pre-test, para ambas extremidades. Sin embargo, los valores para Potencia Media tienen el comportamiento opuesto, con valores medios post-test ligeramente superiores a los valores pre-test, en el movimiento de flexión plantar de tobillo.

Con el GFR se observa como la pierna no dominante logra valores medios post-test, tanto para Par Máximo como para Potencia Media, superiores a los observados en la medición pre-test, en el movimiento de flexión plantar de tobillo. En el caso de la pierna dominante para el mismo movimiento, aunque presenta un comportamiento semejante, los valores medios post-test para ambas variables son apenas ligeramente superiores a los valores pre-test.

El GEE alcanza valores medios post-test (Par Máximo y Potencia Media) superiores a los valores pre-test para ambas extremidades, en el movimiento de flexión plantar de tobillo, aunque para la pierna no dominante esos valores fueron apenas ligeramente superiores.

El GFR presenta incrementos únicamente en Potencia Media y Par Máximo para la pierna no dominante. En el caso de la pierna dominante los incrementos no fueron significativos.

El GEE alcanza incrementos significativos en Potencia Media para ambas piernas y en Par máximo únicamente para la pierna dominante.

Sin embargo, los resultados observados en las pruebas de varianza (ANOVA) alcanzaron valores muy por encima de $p > 0.05$.

Las diferencias alcanzadas para las comparaciones entre grupos fueron, (GEE y GC) $p > 0.386$; (GEE y GFR) $p \leq 1.000$; (GFR y GC) $p > 0.386$ y (GFR y GEE) $p \leq 1.000$.

No hubo diferencias para los valores de Par Máximo y Potencia Media a la hora de comparar los incrementos de fuerza entre la pierna dominante y no dominante dentro de cada grupo estudiado

4.3.- Resultados globales de las pruebas de fuerza explosiva (Squat Jump)

Se observa como todos los grupos consiguieron valores más altos para la prueba de fuerza explosiva (Squat Jump - SJ) post-test el periodo de entrenamiento (Tabla 13).

Tabla 13. Medias para prueba SJ pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas.

	CONTROL		FR		EE	
	Pre (Media \pm SD)	Post (Media \pm SD)	Pre (Media \pm SD)	Post (Media \pm SD)	Pre (Media \pm SD)	Post (Media \pm SD)
SJ (cm)	26.16 \pm 8.28	27.34 \pm 6.90	25.04 \pm 9.34	27.00 \pm 9.79	25.01 \pm 5.68	26.99 \pm 5.74

Los valores se presentan en medias de altura del salto en (cm): centímetros, SJ: Squat Jump, SD: desviación típica, CONTROL (n=15), FR: grupo experimental foam roller (n=13), EE: grupo experimental estiramientos estáticos (n=13).

Sin embargo, solo se vieron diferencias entre las dos mediciones para los GFR y GEE (tablas 13 y 14).

Tabla 14. Diferencias entre las medias para prueba SJ pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas.

	CONTROL		FR		EE	
	MEDIA (post-pre)	SD	MEDIA (post-pre)	SD	MEDIA (post-pre)	SD
SJ (cm)	1.17	\pm 3.48	1.96*	\pm 1.62	1.98**	\pm 3.06

Los valores se presentan en medias de altura del salto en (cm): centímetros, SJ: Squat Jump, SD: desviación típica, CONTROL (n=15), FR: grupo experimental foam roller (n=13), EE: grupo experimental estiramientos estáticos (n=13), * $p \leq 0.01$, ** $p \leq 0.05$.

No hubieron diferencias significativas entre los grupos, los valores de significancias observados para las pruebas ANOVA entre grupos alcanzaron valores $p > 0.964$ en todos los casos (figura 62).

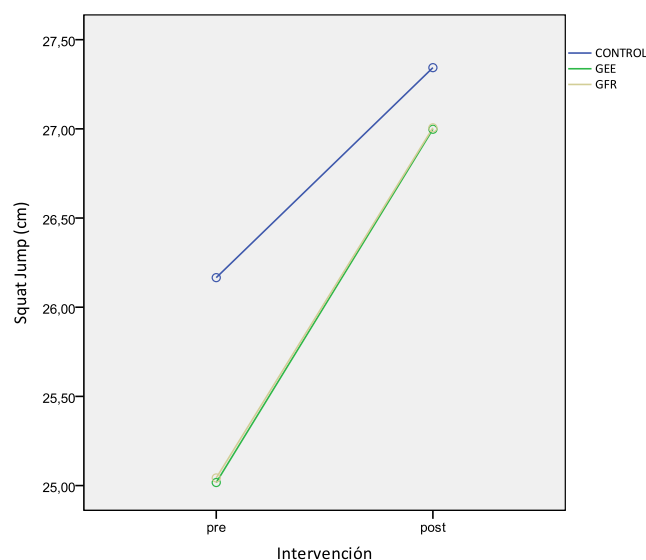


Figura 62: Medias pre-test y post-test para prueba Squat Jump, (cm): centímetros, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller.

Las diferencias alcanzadas para las comparaciones entre grupos fueron: (GEE y GC) $p=0.964$; (GEE y GFR) $p=1.000$; (GFR y GC) $p=0.966$ y (GFR y GEE) $p=1.000$.

4.4.- Resultados globales de las pruebas de flexibilidad en caderas (Sit and Reach)

Los valores encontrados para la prueba de flexibilidad (Sit and Reach - SR) fueron mayores post-test periodo de intervención.

Tabla 15. Medias para prueba SR pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas.

	CONTROL		FR		EE	
	Pre (Media \pm SD)	Post (Media \pm SD)	Pre (Media \pm SD)	Post (Media \pm SD)	Pre (Media \pm SD)	Post (Media \pm SD)
SR (cm)	16.31 \pm 13.91	17.97 \pm 11.71	18.88 \pm 6.92	20.77 \pm 6.60	17.98 \pm 9.21	20.44 \pm 8.83

Los valores se presentan en medias de (cm): centímetros para la prueba de SR: sit and reach, SD: desviación típica, CONTROL (n=15), FR: grupo experimental foam roller (n=13), EE: grupo experimental estiramientos estáticos (n=13).

Sin embargo, solo se constataron diferencias en la condición experimental aplicada al (GFR) (tablas 15 y 16).

Tabla 16. Diferencias entre las medias para prueba SR pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas.

	CONTROL		FR		EE	
	MEDIA (post-pre)	SD	MEDIA (post-pre)	SD	MEDIA (post-pre)	SD
SR (cm)	0.65	\pm 3.53	1.88**	\pm 3.16	2.46	\pm 4.26

Los valores se presentan en medias de (cm): centímetros para la prueba de SR: sit and reach, SD: desviación típica, CONTROL (n=15), FR: grupo experimental foam roller (n=13), EE: grupo experimental estiramientos estáticos (n=13), * $p\leq 0.01$, ** $p\leq 0.05$.

Las diferencias encontradas para las pruebas de SR entre los grupos no obtuvieron valor $p\leq 0.05$ en ninguna comparativa. Todos los valores de significancia fueron mayores que $p>0.654$ (figura 63).

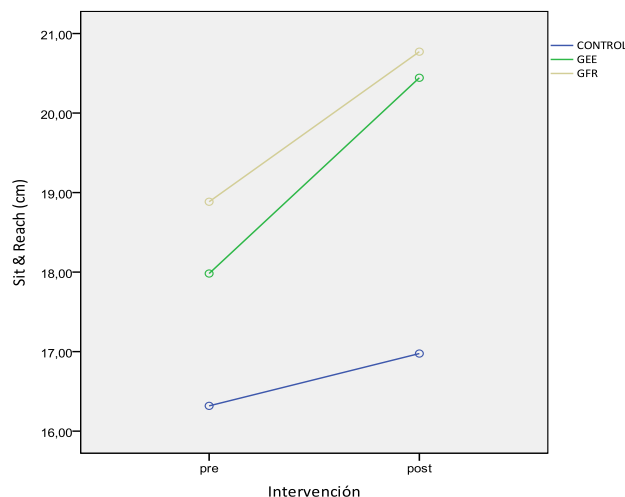


Figura 63: Medias pre-test y post-test para prueba Sit & Reach, (cm): centímetros, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller.

Las diferencias alcanzadas para las comparaciones entre grupos fueron: (GEE y GC) $p=0.774$; (GEE y GFR) $p=0.986$; (GFR y GC) $p=0.675$ y (GFR y GEE) $p=0.986$.

4.5.- Resultados globales de las pruebas de flexibilidad en tobillos (Leg Motion)

Se puede observar como los valores encontrados post-test periodo de intervención en las pruebas de flexibilidad de tobillo (Leg Motion – LM), fueron mayores, tanto para la pierna dominante como para la pierna no dominante, únicamente para las condiciones experimentales GFR y GEE. En el caso de la condición de entrenamiento aplicado al GC los valores medios sacados pre-test periodo de entrenamiento fueron ligeramente superiores a los valores post-test.

Tabla 17. Medias para prueba LM pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas.

	CONTROL		FR		EE	
	Pre (Media \pm SD)	Post (Media \pm SD)	Pre (Media \pm SD)	Post (Media \pm SD)	Pre (Media \pm SD)	Post (Media \pm SD)
LM_Dom (cm)	14.67 \pm 1.91	14.58 \pm 1.92	13.48 \pm 2.33	13.92 \pm 2.54	12.62 \pm 2.64	13.62 \pm 2.82
LM_NoDom (cm)	15.32 \pm 2.37	14.92 \pm 2.59	12.65 \pm 2.45	13.19 \pm 2.76	13.30 \pm 2.43	14.14 \pm 2.92

Los valores se presentan en medias de (cm): centímetros para la prueba de LM: leg motion, SD: desviación típica, CONTROL (n=15), FR: grupo experimental foam roller (n=13), EE: grupo experimental estiramientos estáticos (n=13), LM_Dom: leg motion pierna dominante, LM_NoDom: leg motion pierna no dominante.

Únicamente se observó diferencias para la condición experimental GEE, en ese caso, para los valores de flexibilidad de tobillo en la pierna no dominante.

Aunque los valores observados para ANOVA de dos factores que se analizaban las diferencias de flexibilidad en tobillo entre la pierna dominante y no dominante dentro de cada grupo, obtuvieron valores por encima de $p > 0.05$.

Tabla 18. Diferencias entre las medias para prueba LM pre-test y post-test intervención para todas las condiciones estudiadas.

	CONTROL		FR		EE	
	MEDIA (post-pre)	SD	MEDIA (post-pre)	SD	MEDIA (post-pre)	SD
LM_Dom (cm)	-0.08	±1.36	0.43	±2.12	1.00	±1.90
LM_NoDom (cm)	-0.40	±1.94	0.53	±1.55	0.83**	±1.30

Los valores se presentan en medias de (cm): centímetros para la prueba de LM: leg motion, SD: desviación típica, CONTROL (n=15), FR: grupo experimental foam roller (n=13), EE: grupo experimental estiramientos estáticos (n=13), LM_Dom: leg motion pierna dominante, LM_NoDom: leg motion pierna no dominante, * $p \leq 0.01$, ** $p \leq 0.05$.

Sin embargo, los resultados observados en las pruebas de varianza (ANOVA) alcanzaron valores muy por encima de $p > 0.05$ (figura 64).

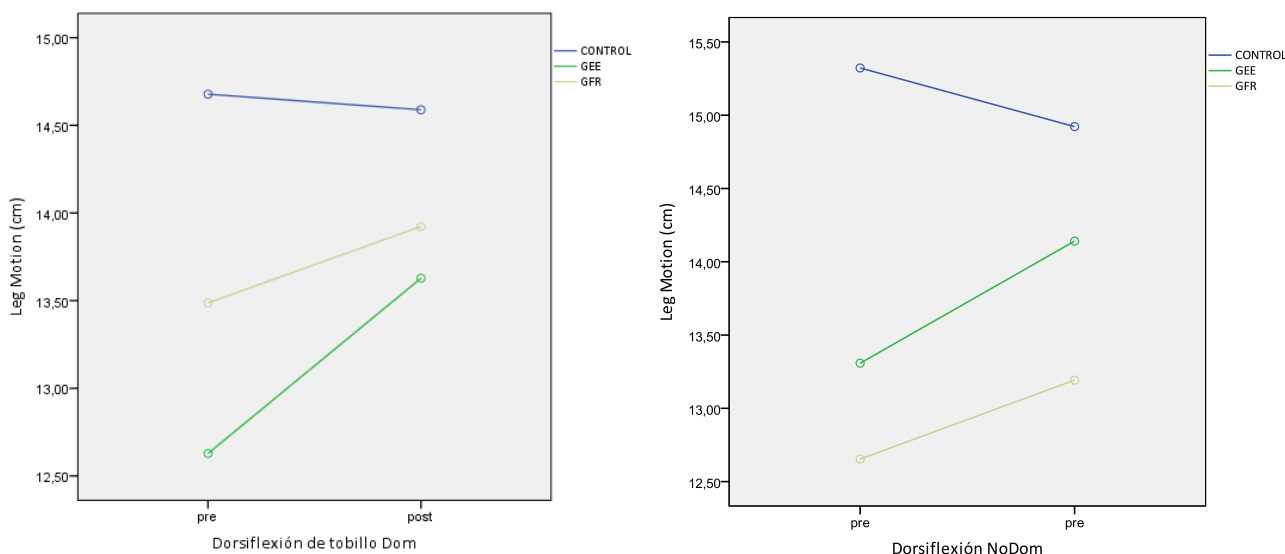


Figura 64: Medias pre-test y post-test para prueba Leg Motion, (cm): centímetros, CONTROL: grupo control, GEE: grupo estiramiento estático, GFR: grupo foam roller.

Las diferencias alcanzadas para las comparaciones entre grupos fueron: (GEE y GC) $p > 0.171$; (GEE y GFR) $p > 0.281$; (GFR y GC) $p > 0.059$ y (GFR y GEE) $p = 0.686$.

5.- DISCUSIÓN

5.- DISCUSIÓN.

Después de exponer los resultados obtenidos en el estudio, contrastaremos con los trabajos científicos publicados hasta la actualidad, para comprobar el grado de cumplimiento de nuestras hipótesis y objetivos, de manera que podamos justificar dichos resultados.

5.1.- Argumentación para los resultados globales de la prueba de fuerza dinámica máxima (6RM).

En la literatura consultada, se puede encontrar numerosos estudios publicados que corroboran el uso de cargas de alta intensidad para proporcionar el incremento de los niveles de la fuerza muscular^{159,161}. En nuestro estudio hemos podido ver como el uso de cargas de trabajo calculadas al 85% de 1RM fueron capaces de conseguir incrementos en la fuerza muscular, para las pruebas de repeticiones máximas, entre el 20,47% y el 37,58% (valores medios para todos los ejercicios y todos los grupos).

Esos incrementos en los niveles de fuerza coinciden con los valores encontrados en trabajos como Rana et al.¹⁶⁷, Candow y Burke¹⁷⁰, Schlumberger et al.¹⁷², Paulsen et al.¹⁷³, Campos et al.¹⁸⁹ dichos valores oscilan entre un 15% y un 50% los incrementos de fuerza en las pruebas de repeticiones máximas con el uso de programas de entrenamiento de similares características.

En nuestro estudio pudimos constatar como todos los grupos mejoraran sus niveles de fuerza para la prueba de 6RM en todos los ejercicios. Las diferencias encontradas entre los valores pre-test y post-test período de intervención obtuvieron un índice de significancia de $p \leq 0.001$.

En el caso del GC, encontramos un incremento de fuerza para los ejercicios de elevación de tobillos (ET), extensión de rodillas (ER) y flexión de rodillas (FLR) del 37,66%, 28,87% y 19,95%, respectivamente.

Incrementos similares pudimos encontrar en el GFR. Donde los incrementos de fuerza para los ejercicios ET, FLR y ER fueron del 45,16%, 34,40% y 19,92%, respectivamente.

Por último, los incrementos encontrados en el (GEE), verificamos como en los ejercicios ET, FLR y ER las mejoras fueron del 29,92%, 36,42% y 21,53%.

Con los resultados de las pruebas estadísticas ANOVA, pudimos observar como los incrementos medios entre grupos no alcanzaban los niveles de significancia ($p > 0.05$).

Los incrementos similares de fuerza encontrados para cada ejercicio, denotarían la no influencia de las condiciones experimentales para las adaptaciones tempranas al entrenamiento de la fuerza.

Nuestro estudio ha sido el primero en intentar averiguar si la realización de ejercicios de fuerza, precedido y sucedido con ejercicios que alcanzan el aumento de los niveles de flexibilidad, pudiera lograr un incremento en los niveles de fuerza después de un período de 5 semanas.

Los estudios que pudimos revisar contaban con estructuras de entrenamientos, intensidades, volúmenes y grupos musculares distintos al nuestro. Entre los objetivos que más destacaban se encontraba la influencia del entrenamiento de la fuerza en la variable flexibilidad.

Hemos tomado como referencia comparativa dos estudios que se asemejan más al nuestro.

Nóbrega et al.¹²² utilizaron los estiramientos estáticos después de la realización de cada sesión de entrenamiento. Pudieron averiguar como la combinación de las dos variables Entrenamiento de Fuerza y Flexibilidad lograron incrementos de fuerza similares al grupo que entrenaba solo Fuerza.

Simao et al.¹²³, averiguaron como el uso de los estiramientos estáticos antes de la sesión de entrenamiento no afectaba los incrementos de la fuerza muscular para los distintos grupos musculares entrenados. Tanto el grupo que solo entrenaba fuerza como el grupo que entrenaba fuerza combinado con estiramientos, obtuvieron ganancias similares entre sí.

Los efectos negativos en la fuerza muscular, a través del uso de ejercicios de estiramientos, se han visto en protocolos que utilizaban tiempos superiores a 90 segundos por ejercicio^{102,103,192}.

Aun así, se observa que los efectos que deterioran la capacidad de expresión de fuerza van disminuyendo con el paso del tiempo (+ de 10 minutos)¹⁰⁴. Esta podría ser una posible explicación para los resultados encontrados en nuestro estudio, donde el desarrollo de la fuerza no sufría ninguna influencia (ni positiva, ni negativa) por parte de las condiciones experimentales. Visto que no ha habido diferencias entre los grupos de este estudio.

Aunque hubiera un efecto negativo por parte de los ejercicios de estiramientos, a lo largo de la sesión desaparecería no interfiriendo en el desarrollo normal de la sesión.

Nuestros resultados refuerzan la teoría de la participación de las adaptaciones neurales al entrenamiento de fuerza, como la principal respuesta para cortos periodos de tiempo. En este caso, los ejercicios utilizados para provocar cambios en los niveles de flexibilidad no fueron capaces de modificar el comportamiento neuromuscular de las extremidades inferiores. Quizás con un período más largo de tiempo, donde posiblemente ocurrirían adaptaciones no solo neurales sino también morfológicas, esos ejercicios pudiesen tener otro tipo de influencia.

5.2.- Argumentación para los resultados globales de la prueba de fuerza dinámica máxima isocinética (Dinamómetro isocinético).

Los estudios que apuntan a los incrementos de la fuerza muscular como consecuencia del uso de entrenamientos con cargas de alta intensidad en las primeras semanas, están ampliamente contrastados^{133,159,161,170,172,173}. En nuestro estudio hemos podido contrastar como los incrementos de la fuerza para un periodo de 5 semanas, coincidían con los valores % encontrados en nuestra revisión.

Distintos autores sugieren importantes adaptaciones neurales posiblemente resultado por el aprendizaje del movimiento, cambios en la coordinación intermuscular entre agonistas, antagonistas y músculos sinérgicos que facilitarían el aumento de reclutamiento y activación de los músculos implicados en las tareas motrices de fuerza.

Weiss et al.¹⁶⁰ encontraron incrementos medios en Par Máximo de 17,8% para la extensión y 11,2% para la flexión de rodilla, después de 7 semanas de entrenamiento a 5-6RM.

Brito et al.¹⁹¹ observaron incrementos medios del orden de 13,65% y 12,06% para los movimientos de extensión y flexión de rodillas.

Nuestros resultados para incrementos medios en Par Máximo, se asemejan bastante a los estudios referenciados. Esos valores evidencian, lo que ya se podría ver en otras fuentes, que el entrenamiento con cargas de alta intensidad es una herramienta efectiva para la mejora de la fuerza muscular en periodos breves de entrenamiento.

En la sección de resultados, pudimos ver como las diferencias encontradas para las pruebas ANOVA entre los grupos grupos y para pierna dominante y pierna no dominante, no alcanzaban los valores de significancia $p \leq 0.05$ en ninguna de las variables observadas para las pruebas con dinamómetro isocinético.

Además, pudimos constatar en nuestro estudio como el uso de ejercicios que tienen como objetivo principal interferir en la longitud, o rango de movimiento (ALM y EE) no impidieron que todos los grupos participantes tuviesen incrementos de fuerza semejantes, para la extensión y flexión de la rodilla, y valores similares entre los incrementos de fuerza entre la pierna dominante y no dominante.

Este último, refuerza la idea de que los estiramientos o el uso del foam roller no influyen en el desarrollo de la fuerza tanto en la pierna ipsilateral como en la contralateral, teniendo en cuenta que solo se aplicaban las técnicas en la pierna dominante.

En lo que se refiere a la Potencia Media observada en la prueba con dinamómetro isocinético, pudimos ver como los valores para las piernas dominantes de ambas condiciones experimentales, alcanzaban incrementos superiores GFR 22,41% y GEE 30,26% a la pierna contralateral GFR 16,75% y GEE 18,12). Sin embargo, los incrementos alcanzados en ambas piernas para GC fueron muy semejantes en ambas piernas, 16,80% y 16,10%. Una posible explicación para esos incrementos superiores obtenidos en ambas condiciones experimentales, solo en el lado ipsilateral, pudiera ser la influencia de la aplicación de los ejercicios de estiramientos y ALM. Aunque, no hubieron diferencias ($p > 0.05$) entre los grupos para esa variable.

Ambas técnicas interferirían en el *stiffness*^{85,89} y niveles de *compliance*⁸⁹ de los tejidos conectivos, disminuyendo la rigidez, el cual proporcionaría un estado de tensión más favorable^{41,45,51}, unido a un tejido conectivo con mayor capacidad de absorción de energía elástica para posterior conversión en energía explosiva. No obstante, son necesarios más estudios para poder evidenciar esta explicación.

Los incrementos en la fuerza valorados con protocolos de medición que se basan en el levantamiento de cargas, son notoriamente superiores a aquellos observados por pruebas que usan medios más específicos (pruebas isométricas e isocinéticas)¹³³. En aquellas pruebas que se miden los valores para la fuerza en determinada articulación, en un ROM de movimiento bastante controlado, contrarrestarían la participación de músculos accesorios y/o sinérgicos. Eliminando la posibilidad de contribución para poder vencer cargas más altas de trabajo¹⁹³.

En este sentido, los menores incrementos de fuerza observados con la aplicación de la prueba en dinamómetro isocinetico, comparados con los incrementos de cargas observados en la prueba 6RM, estarían justificados.

En el caso de los valores medios de incrementos de fuerza para la articulación de tobillo, no se observaron incrementos similares a los vistos en la articulación de la rodilla. Tampoco se observa un comportamiento similar si tenemos en cuenta los incrementos de cargas alcanzados en la prueba de 6RM.

Creemos que los participantes no conseguían realizar la prueba con la pericia que se requiere en cada ejecución. Se observaron valores medios para diferencias entre grupos entre 6.05-12.48, con errores típicos entre 3.65-11.07. De hecho se alcanzaron niveles de muestra correlacionales por debajo de 0,40 en algunos casos. Lo que nos hace desestimar cualquier intento de justificación de resultados tan variados.

5.3.- Argumentación para los resultados globales de la prueba de fuerza explosiva (Squat Jump).

En nuestro estudio hemos querido averiguar, por una parte, si el programa de entrenamiento con cargas de alta intensidad podría llevar a una mejora de los niveles de fuerza explosiva, entrenando algunos de los músculos implicados en la acción motriz del salto vertical (prueba elegida para determinar las diferencias en fuerza explosiva). Y por otra parte, si el uso de los EE y la ALM durante 5 semanas en todas las sesiones de entrenamiento, interferiría en los niveles de fuerza explosiva.

Algunos autores señalan el entrenamiento de la fuerza utilizando cargas entre el 80-90% de 1RM como una acertada estrategia para conseguir mejorías en la fuerza explosiva¹⁹³⁻¹⁹⁷.

Aunque los ejercicios más comunes utilizados en los programas específicos para mejorar la condición de salto no figuraban en nuestro estudio (Squat, Leg Press, etc.), queríamos saber si utilizando ejercicios que implican los músculos responsables de la flexión y extensión de rodillas y tobillos, lograrían las adaptaciones propias que modificarían los valores previos en la prueba de Squat Jump.

Las adaptaciones neurales (mejora de la coordinación intra e intermuscular) y el perfeccionamiento del tiempo de respuesta del ciclo estiramiento-acortamiento (adaptaciones en el tejido conectivo), conforman los principales factores que contribuyen para una mayor

fuerza explosiva^{76,159,194}. El trabajo con cargas de alta intensidad podrían potenciar referidas adaptaciones.

Se pueden encontrar distintas publicaciones que verificaron la influencia de los estiramientos estáticos en la sucesiva ejecución de pruebas de salto vertical^{86,100,104,105,111}. Los resultados son controvertidos, principalmente por la diversidad de los tiempos de estiramiento estático utilizados en los protocolos^{102,103}.

La respuesta más inmediata del cuerpo ante ejercicios de estiramientos es una disminución del *stiffness* (menor rigidez en las fibras musculares), modificando la longitud de la fibra, interfiriendo así en la relación longitud-tensión del músculo^{80,85,89}. Por otra parte, los estiramientos afectan las estructuras que recubren las fibras musculares y por ende la unidad muscular. Los cambios de longitud que sufren los tejidos conectivos, en respuesta a los estiramientos, conllevaría a un aumento de su capacidad de almacenamiento de energía elástica, otorgando a esa unidad mayores niveles de *compliance*.

Todos los estudios revisados por nosotros trataban de averiguar la influencia de los estiramientos estáticos^{86,102,103} y/ o el uso de la liberación miofascial^{5,6,61,65,71} previo a las pruebas de fuerza explosiva para una sola sesión.

Solo el entrenamiento con cargas de alta intensidad no fueron suficientes para cambiar los valores de salto pre-test y post-test en el GC ($p > 0.05$). Sin embargo, en los GFR y GEE se observaron diferencias entre los valores pre-test y post-test con niveles de significancia $p \leq 0.01$ y $p \leq 0.05$ respectivamente.

No obstante, con los resultados de la prueba ANOVA entre los grupos no se pudo observar diferencias entre los grupos. Aun así, nuestros resultados podrían manifestar la existencia de una tendencia a la significancia para los valores comparados con el GC. Más estudios son necesarios para confirmar nuestras sospechas.

Peacock et al.⁶¹ encontraron como el uso de la ALM en el calentamiento previo a la prueba de Squat Jump, era capaz de incrementar la altura del salto comparado con los valores logrados sin el uso de la ALM. Los mismos autores justificaban esas diferencias por un posible incremento en los patrones de reclutamiento de las fibras de contracción rápida.

Con la estimulación de los mecanorreceptores, por la acción de los movimientos de rodamiento sobre la superficie del foam roller, los tejidos conectivos sufrirían modificaciones en su estructura. Un reposicionamiento de las fibras de colágeno y elastina pudiera cambiar

la longitud y tensión de la unidad muscular^{35-38,94-98}. Esas modificaciones podrían incurrir en una mayor capacidad de transmisión de fuerzas hacia las partes adyacentes, un aumento de la tasa de impulsos hacia el SNC y una mayor capacidad en almacenar energía elástica^{95,100}.

Aunque con unas diferencias menores, los estiramientos estáticos también parecen potenciar las respuestas neurales y una mejor coordinación intra e intermuscular.

Ambas condiciones experimentales se ejecutaron solo en la extremidad inferior del lado dominante. Los efectos cruzados conseguidos con ejercicios de estiramientos son bastante conocidos en la literatura¹²⁶. Nuestras observaciones nos hacen pensar que parte de las adaptaciones experimentadas en nuestro estudio pudiesen ser también a nivel central (SNC).

5.4.- Argumentación para los resultados globales de la prueba de flexibilidad en caderas (Sit and Reach).

El interés en conocer la influencia del entrenamiento de la fuerza muscular sobre la flexibilidad, viene adquiriendo mayor notoriedad en los últimos años principalmente en la población mayor de 65 años y grupos de personas sedentarias^{122,146-148,152}. De hecho, nos ha resultado un poco difícil poder comparar nuestros resultados con estudios anteriores dada las diferencias entre las poblaciones más estudiadas hasta el momento.

En los estudios que hemos podido acceder, los tiempos de intervención, cargas de entrenamiento, frecuencia y características de las muestras, podrían llevar a ciertas equivocaciones a la hora de comparar sus resultados con los nuestros.

Aun así, parece ser que el entrenamiento de la fuerza muscular en períodos de tiempo inferiores a 16 semanas, donde las adaptaciones morfológicas (hipertrofia de la musculatura) son de menor magnitud, con características generales en cuanto a la concentración de ejercicios por grupos musculares, no interferiría en los niveles de flexibilidad previos a la incorporación a un programa de entrenamiento para la fuerza¹²² y en muchos casos podría mejorar los niveles anteriores^{146-148,152,189,190}.

En nuestro estudio hemos podido observar como el GC ha podido conservar sus niveles de flexibilidad (zona lumbar e isquiotibiales) previos al comienzo del estudio. Nuestros resultados coinciden con Nóbrega et al.¹²² donde pudo averiguar que tras 12 semanas de

entrenamiento, 2 sesiones por semana y con cargas de entrenamiento no superiores a 12 RM, pudieron conservar los niveles de flexibilidad previos al comienzo del estudio.

Por las características de las cargas utilizadas en ambos estudios, aunque difieran en intensidades absolutas y relativas (nuestro estudio se concentró únicamente en las extremidades inferiores; Nóbrega et al.¹²² utilizaban un programa de ejercicios para todo el cuerpo), los 2 programas no contaban con el tiempo suficiente para poder modificar de una manera sustancial la morfología de la musculatura.

Barbosa et al.¹⁹⁰ destaca la importancia de la rigidez (*stiffness*) de la musculatura y los tejidos conectivos que componen la unidad muscular en el control de los niveles de flexibilidad. En su caso, cargas de trabajo de menor intensidad fueron suficientes para disminuir el *stiffness* de la unidad muscular mejorando los niveles de flexibilidad después de 10 semanas de un programa con ejercicios para la fuerza. En nuestro caso, el programa de ejercicios utilizado fue con intensidades de trabajo muy superiores al de la autora citada, no pudiendo observar resultados similares en cuanto a la ganancia de flexibilidad para nuestro GC.

Sin embargo, para los 2 grupos experimentales utilizados en nuestro estudio, pudimos observar como los ejercicios de ALM y EE, (utilizados antes y después de cada sesión de entrenamiento) podrían influir en el estado de rigidez de las unidades musculares implicadas en nuestro programa.

Ambos grupos obtuvieron valores post-test superiores a los valores previos al periodo de intervención para la prueba de SR.

Los valores post-test en SR para el GEE fueron un 13% superiores a los valores pre-test, aunque las diferencias obtuvieron un valor $p=0.06$ no alcanzando la significancia estadística.

En el caso del GFR, sus valores post-test en SR fueron un 10% superiores a los valores pre-test alcanzando un valor $p=0.05$.

No obstante, con los resultados de la prueba ANOVA entre los grupos no se pudo observar diferencias entre GC, GEE y GFR. Lo que denotaría una no influencia de las condiciones experimentales. Aun así, teniendo en cuenta las diferencias alcanzadas entre sus valores pre-test y post-test, nos hacen pensar en su tendencia a la significancia. No obstante, no tienen la potencia estadística necesaria para evidenciar su influencia en el desarrollo de la flexibilidad. Una mayor cantidad de estudios son necesarios para confirmar nuestras sospechas.

Ninguna publicación se ha hecho hasta el momento que pudiéramos utilizarla como comparativo con nuestros resultados.

Sullivan et al.⁵⁵, Jay et al.⁵⁸ y Peacock et al.⁶⁵, pudieron observar como el uso de la ALM, resultaba en valores mayores para la prueba de SR. Sin embargo sus estudios eran únicamente para efectos agudos.

Los mecanismos que explicarían mejora de los niveles de flexibilidad a través del uso de los EE y la ALM, todavía son muy controvertidos¹⁰¹⁻¹⁰³. Las últimas revisiones apuntan a una mayor capacidad de la tolerancia (al dolor) a niveles más alto en el ROM^{94,95}, así como, adaptaciones por parte del SNC que regularía a su vez los reflejos del estiramiento a nivel subcortical.

En nuestro estudio pudimos constatar que tanto los EE como la ALM en una sola extremidad, fue capaz de causar adaptaciones en ambas extremidades. Posiblemente esos estímulos incurran en adaptaciones a niveles periféricos y centrales.

5.5.- Argumentación para los resultados globales de la prueba de flexibilidad en tobillos (Leg Motion).

Hemos podido observar como el programa de entrenamiento para la fuerza utilizado en nuestro estudio, no fue capaz de modificar significativamente los valores de flexibilidad para los músculos responsables por la flexión plantar del tobillo. Únicamente se pudo observar diferencia para la pierna no dominante en el GEE.

Sin embargo, la heterogeneidad de todos los grupos y la dificultad en controlar la carga real (dada la funcionalidad de esa articulación en el día a día) de trabajo para los músculos responsables en realizar la flexión plantar y dorsal del tobillo, nos hacen valorar con muchas reservas los resultados encontrados en esta variable.

Todos los datos fueron sometidos a las pruebas ANOVA, no alcanzando los valores de significancia entre grupos y pierna dominante y pierna no dominante $p \leq 0.05$.

6.- CONCLUSIONES

6.- CONCLUSIONES.

En este apartado expondremos las conclusiones a las que hemos llegado después de realizar este estudio concreto, en relación a los objetivos propuestos e hipótesis planteadas.

Respecto al **primero objetivo específico propuesto**, los resultados obtenidos demuestran que todos los grupos de sujetos estudiados mejoran la fuerza muscular a nivel de flexores de rodillas, extensores de rodillas, flexores dorsal de tobillos y flexores plantares de tobillo entre el pre-test y pos-test después de cinco semanas de entrenamiento, siendo globalmente efectivo el programa de intervención planteado con incrementos estadísticamente significativos de fuerza muscular en todos los grupos musculares descritos.

Respecto al **segundo objetivo específico propuesto**, los resultados obtenidos demuestran que solo los grupos de sujetos GEE y GFR obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los valores pre-test y post-test en la fuerza muscular explosiva de las extremidades inferiores. Sin embargo, comparando los resultados de dichos grupos de sujetos entre ellos las diferencias no son estadísticamente significativas. Además, el uso de los EE o la ALM a través de FR, aplicado simultáneamente con un programa de entrenamiento de fuerza muscular de las características de nuestro estudio, demuestra que hay una tendencia no estadísticamente significativa de mejora de la fuerza muscular explosiva respecto al GC.

Respecto al **tercero objetivo específico propuesto**, los resultados obtenidos demuestran que el programa de entrenamiento de fuerza muscular aplicado en este estudio apenas influye en los niveles de flexibilidad de cadera y tobillos en los tres grupos de sujetos estudiados. Únicamente el grupo GFR obtuvo diferencias entre los valores pre-test y post-test en flexibilidad de cadera, aunque estos no son estadísticamente significativos comparándolos con los demás grupos del estudio. Por ello, un programa de intervención de cinco semanas de entrenamiento conforme el efectuado en este estudio, no es capaz de influir en los valores de flexibilidad de cadera y tobillos.

Respecto al **cuarto objetivo específico propuesto**, los resultados obtenidos demuestran que en los dos grupos de sujetos estudiados con

aplicación unilateral de autoliberación miofascial versus estiramientos estáticos mantenidos, respectivamente, mejoraron la fuerza muscular de todos los grupos musculares implicados: flexores de rodillas, extensores de rodillas, flexores dorsales de tobillo y flexores plantares de tobillo, pero sin obtener diferencias estadísticamente significativas entre los miembros contralateral e ipsilateral, después de las cinco semanas de entrenamiento de fuerza simultáneamente con dichas técnicas. Así pues, la aplicación unilateral de los EE o ALM no son efectivas significativamente para lograr niveles de fuerza muscular distintos entre miembros contralateral e ipsilateral.

Respecto de las hipótesis planteadas:

1.- Destacar que no se cumple la **hipótesis primera**: La aplicación de la ALM favorece mayormente las ganancias de fuerza, comparándola no solo con la condición control, sino también con la condición de aplicación de estiramientos estáticos pasivos.

2.- Destacar que no se cumple la **hipótesis segunda**: La aplicación unilateral de la ALM y los estiramientos estáticos incrementarán los valores bilaterales de flexibilidad de tobillo y flexibilidad de cadera.

Sin embargo, los valores para las diferencias encontradas para la prueba de SR, en el grupo GFR, demuestra que hay una tendencia no estadísticamente significativa de mejora de la flexibilidad de cadera. Donde quizás esta última hipótesis se haya cumplido parcialmente.

De la misma manera, destacamos la necesidad de futuras investigaciones que primen como objetivo el uso continuado de los EE y de la ALM en el potencial desarrollo de la fuerza explosiva.

Por tanto, la utilización de ejercicios de ALM y EE para las extremidades inferiores, con 2 series de 30 segundos por ejercicio como parte de un calentamiento y vuelta a la calma en un programa de entrenamiento de la fuerza muscular con cargas a 6RM para las extremidades inferiores, no influyen en el desarrollo natural de la fuerza muscular.

Así como, la participación en un programa de entrenamiento para la fuerza muscular con intensidades a 6 RM no modifican significativamente los valores de flexibilidad previos a la incorporación de un programa con duración inferior a 5 semanas.

Para finalizar, recomendamos la utilización de ejercicios de EE y ALM como parte del calentamiento y vuelta a la calma, puesto que existen también otros beneficios demostrados.

7.- LIMITACIONES DEL ESTUDIO

7.- LIMITACIONES DEL ESTUDIO

La heterogeneidad quizás haya sido unos de las principales limitaciones del estudio. Aunque incluyéramos inicialmente entre los criterios de inclusión/exclusión experiencia mínima de 6 meses en entrenamientos de fuerza, a lo largo de las sesiones se observaba como los niveles de experiencia eran muy dispares. No sé pudo controlar hasta qué punto tenían experiencia con entrenamientos de alta intensidad, lo que seguramente dispersaría posibles tendencia más homogéneas en un grupo más semejante.

El número reducido de participantes fue otro factor limitante. Ello nos ha impedido verificar a mayor escala algunas tendencias a la significancia observadas en algunas variables. Así como, poder realizar comparaciones entre géneros.

El control de las actividades diarias fue otro factor limitante al que nos tuvimos que enfrentar. Aunque se recomendó la continuidad de sus actividades diarias con normalidad, nos encontrábamos con participantes que diferían mucho unos de otros en cuanto a la exigencia física en dichas actividades. De hecho una de las bajas que tuvimos fue por el carácter competitivo de una de las actividades de “ocio” de uno de los participantes, lo que le llevo a una lesión por trauma.

7.1.- Posibles aplicaciones prácticas

Posteriormente al análisis y argumentación de los resultados, además de contrastar nuestras observaciones con publicaciones anteriores, podemos desarrollar algunas conclusiones que nos posibilitarán su aplicación directa a la hora de la prescripción de entrenamientos que tengan como elementos principales o accesorios, el uso de ejercicios para la fuerza y flexibilidad.

En primer lugar, resaltamos como nuestras observaciones coinciden con otros estudios que otorgan al entrenamiento de la fuerza con cargas de alta intensidad¹⁵⁹⁻¹⁶² una forma correcta y segura para desarrollar la fuerza en periodos breves.

En nuestro caso, observamos como sesiones con intervalos de 72 horas de recuperación y cargas de 6RM, pese a la exigencia de las sesiones y del programa, contribuyeron para unas ganancias en fuerza relevantes (hasta del 40% en algunos casos) sin ningún tipo de incidencia lesiva ni abandono por incapacidad. Además, también pudimos observar como el entrenamiento de la fuerza muscular puede

preservar los niveles de flexibilidad previos a la incorporación del programa.

En segundo lugar, pudimos averiguar como el uso de los ejercicios de EE no influyeron en el desarrollo de la fuerza muscular en ningún caso. Contrariamente a algunos estudios que deducían que el uso de los estiramientos estáticos podría impedir el desarrollo de la fuerza muscular^{86,87,104-110}.

Referidos estudios tenían como características principales la respuesta aguda y tiempos extremadamente más largos que los utilizados por nosotros. Puesto que el uso de los ejercicios de estiramientos pueden traer otros beneficios, que no solo el no interferir el desarrollo de la fuerza, podríamos sugerir que el uso de los estiramientos estáticos antes y después de un entrenamiento de fuerza, con series de < 30 segundos, debería formar parte de un programa de ejercicios que tuviesen como objetivo principal la ganancia de fuerza sin que ello conlleve a pérdidas de niveles de flexibilidad.

En tercer lugar, los resultados alcanzados por el grupo FR nos hace pensar que el uso de la ALM por períodos más largos quizás no tenga la misma efectividad^{5-8,74} que se vio en los estudios que observaban los efectos agudos de su aplicación. El uso del foam roller no influyó en el desarrollo de la fuerza dinámica máxima. Sin embargo, a la vista de lo observado en las variables de flexibilidad y fuerza explosiva, el uso del foam roller (de la misma forma que los EE) en el calentamiento y vuelta a la calma en los programas de fuerza podría ayudar potencialmente en su desarrollo.

Por último, para poder conocer en profundidad las consecuencias del uso de la ALM y/o EE en combinación con el entrenamiento de otras cualidades físicas, serían necesarios estudios de mayor duración y con grupos con altos niveles de homogeneidad.

8.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- 1.- Moyer C.A, Rounds J, Hannum J.W. A Meta-analysis of massage therapy research. *Psychol Bull.* 2004; 130(1):3-18.
- 2.- Barnes M.F. The basic science of myofascial release: morphologic change in connective tissue. *J Bodyw Mov Ther.* 1997; 1:231-238.
- 3.- Simmonds N, Miller P, Gemmell H. A theoretical framework for the role of fascia in manual therapy. *J Bodyw Mov Ther.* 2012; 16(1):83-93.
- 4.- Langevin H.M. Connective tissue: A body-wide signaling network? *Med Hypotheses.* 2006; 66(6):1074-7.
- 5.- MacDonald G.Z, Penney M.D.H, Mullaley M.E, Cuconato A.L, Drake C.D.J, Behm D.G, Button D.C. An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a subsequent decrease in muscle activation or force. *J Strength Cond Res.* 2013; 27(3):812-821.
- 6.- MacDonald G.Z, Button D.C, Drinkwater E.J, Behm D.G. Foam rolling as a recovery tool after an intense bout of physical activity. *Med Sci Sports Exerc.* 2014; 46(1):131-142.
- 7.- Healey K.C, Hatfield D.L, Blanpied P, Dorfman L.R, Riebe D. The effects of myofascial release with foam rolling on performance. *J Strength Cond Res.* 2014; 28(1):61-68.
- 8.- Schroeder A.N, Best T.M. Is self myofascial release an effective preexercise and recovery strategy? A literature review. *Curr Sports Med Rep.* 2015; 14(3):200-208.
- 9.- Langevin H, Huijing P. Communicating about fascia: history, pitfalls and recommendations. *Int J Ther Massage Bodywork.* 2009; 2(4):3-8.
- 10.- Kumka M, Bonar J. Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. *J Can Chiropr Assoc.* 2012; 56(3):179-191.
- 11.- Smith-Agreda V, Ferrer-Torres E. *Fascias Principios de anatomofisio-patología.* Barcelona: Paidotribo; 2004.
- 12.- Findley T. W, Shalwala M. Fascia research congress evidence from the 100 year perspective of Andrew Taylor still. *J Bodyw Mov Ther.* 2013; 17(3):356-364.
- 13.- Tozzi P. Selected fascial aspects of osteopathic. *J Bodyw Mov Ther.* 2012; 16:503-519.

- 14.-** LeMoon K. Conference report fascia 2007: the first international fascia research congress. *J Bodyw Mov Ther.* 2008; 12:3-6.
- 15.-** Findley T.W. Fascia research II: second international fascia research congress. *Int J Ther Massage Bodywork.* 2009; 2(3):4-9.
- 16.-** Findley T.W. Fascia research 2012: third international fascia research congress. *Int J Ther Massage Bodywork.* 2010; 3(4):1-4.
- 17.-** Findley T.W. Fascia science and clinical applications: a clinician/researcher's perspectives. *J Bodyw Mov Ther.* 2012; 16:64-66.
- 18.-** LeMoon K. Terminology used in fascia research. *J Bodyw Mov Ther.* 2008; 12:204-212.
- 19.-** Tian M, Herbert R. D, Hoang P, Gandevia S. C and Bilston, L.E. Myofascial force transmission between the human soleus and gastrocnemius muscles during passive knee motion. *J Appl Pysiol.* 2012; 113:517-523.
- 20.-** Schleip R, Klingler F, Lehmann-Horn F. Active fascial contractility: fascia may be able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics. *Med Hypotheses.* 2005; 65:273-277.
- 21.-** Maas H, Sandercock G. Review Article: force transmission between synergistic skeletal muscles through connective tissue linkages. *J Biomed Biotechnol.* 2010; Article ID 575672, 9 pages <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2010/575672/>.
- 22.-** Bojsen-Møller J, Schwartz S, Kallioski K.K, Finni T, Magnusson S.P. Intermuscular force transmission between human plantarflexor muscles in vivo. *J Appl Physiol.* 2010; 109:1608-1618.
- 23.-** Benjamin M. The fascia of the limbs and back – a review. *J Anat.* 2009; 214(1):1-18.
- 24.-** Stecco C. Why are there so many discussions about the nomenclature of fasciae? *J Bodyw Mov Ther.* 2014; 18:441-442.
- 25.-** Myers T.W. Myers's response to Stecco's fascial nomenclature editorial. *J Bodyw Mov Ther.* 2014; 18:445-446.
- 26.-** Schleip R, Klingler W. Schleip & Klingler's response to Stecco's fascial nomenclature editorial. *J Bodyw Mov Ther.* 2014; 18: 447-449.
- 27.-** Tozzi P. Tozzi's response to Stecco's fascial nomenclature editorial. *J Bodyw Mov Ther.* 2014; 18:450-451.

- 28.-** Findley T, Chaudhry H, Stecco A, Roman M. Fascia research – A narrative review. *J Bodyw Mov Ther.* 2012; 16:67-75.
- 29.-** Loukas M, Benninger B, Tubbs R.S. *Gray's clinical photographic dissector of the human body.* Philadelphia:Elsevier. 2013. p.269-285.
- 30.-** Schleip R, Jäger, H, Klingler W. What is 'fascia'? A review of different nomenclatures. *J Bodyw Mov Ther.* 2012; 16:496-502.
- 31.-** Federative Committee on Anatomical Terminology. *Terminologia anatomica: international anatomical terminology.* *J Anat.* 2009; 215:221-223.
- 32.-** Schleip R, Chaintow L, Findley, T.W, Huijing P. *Fascia – The tensional network of the human body.* Endinburgh: Elsevier. 2012.
- 33.-** Palastanga N, Field D, Soames R. *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento.* Barcelona: Paidotribo. 2007. p.232-272.
- 34.-** Paoletti S. *Las Fascias. El papel de los tejidos en la mecánica humana.* Barcelona: Paidotribo. 2004.
- 35.-** Bordoni B, Zanier E. Understanding fibroblasts in order to comprehend the osteopathic treatment of the fascia. *Evid Based Complement Alternat Med.* 2014: Article ID 860934, in press <http://www.hindawi.com/journals/ecam/aa/860934/> .
- 36.-** Huijing P.A, Jaspers R.T. Adaptation of muscle size and myofascial force transmission: a review and some new experimental results. *Scand J Med Sci Sports.* 2005; 15:349-380.
- 37.-** Huijing P.A, Van de Langenberg R.W, Meesters, J.J, Baan, G.C. Extramuscular myofascial force transmission also occurs between synergistic muscles and antagonistic muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007; 17:680-689.
- 38.-** Huijing P.A, G.C. Baan. Myofascial force transmission: muscle relative position and length determine agonist and synergist muscle force. *J Appl Physiol.* 2003; 94(3):1092–1107.
- 39.-** Purslow P.P. Muscle fascia and force transmission. *J Bodyw Mov Ther.* 2010; 14(4):411-417.
- 40.-** Wilmore J.H, Costill D.L. *Fisiologia do esporte e do exercício.* Sao Paulo: Manole. 2º edición. 2001. p.27-51.

- 41.-** Turrina A, Martínez-González, M.A, Stecco C. The muscular force transmission system: Role of the intramuscular connective tissue. *J Bodyw Mov Ther.* 2013;17:95-102.
- 42.-** McCombe D, Brown T, Slavin J, Morrison W.A. The histochemical structure of the deep fascia and its structural response to surgery. *J Hand Surg Br.* 2001; 26(2): 89 - 97.
- 43.-** Threlkeld A. J. The Effects of Manual Therapy on Connective Tissue. *Phys Ther.* 1992; 72:893-902.
- 44.-** Moyer C.A, Rounds J, Hannum J.W, A meta-analysis of massage therapy research. *Psychol Bull.* 2004; 130(1):3-18.
- 45.-** Ajimsha M.S, Al-Mudahka N.R, Al-Madzhar J.A. Effectiveness of myofascial release: systematic review of randomized controlled trials. *J Bodyw Mov Ther.* 2015; 19(1):102-112.
- 46.-** Arroyo-Morales M, Olea N, Martínez M.M, Hidalgo-Lozano A, Ruiz-Rodríguez C, Díaz-Rodríguez L. Psychological effects of massage-myofascial release after exercise: a randomized sham-control study. *J Altern Complement Med.* 2008; 14(10):1223-1229.
- 47.-** Tutasaus R.H, Potau JM.G. Sistema fascial. Anatomía, valoración y tratamiento. Madrid: Panamericana.2015.
- 48.-** Chen C.S, Ingeber D.E. Tensegity and mechanoregulation: from skeleton to cytoskeleton. *Osteoarthritis Cartilage.* 1999; 7(1):81-94.
- 49.-** Ingeber D.E. Tensegity and mechanotransduction. *J Bodyw Mov Ther.* 2008; 12(3):198-200.
- 50.-** Ingeber D.E. Tensegity: the architectural basis of cellular mechanotransduction. *Annu Rev Physiol.* 1997; 59:575-99.
- 51.-** Myers T.W. Vías anatómicas meridianos miofasciales para terapeutas manuales y del movimiento. Madrid: Elsevier Masson.2010.
- 52.-** Nakamura M, Hiratai R, Yamashita K. Bone mineral as an electrical energy reservoir. *J Biomed Mater Res A.* 2012; 100(5):1368-74.
- 53.-** Miller J.K, Rockey A.M. Foam rollers show no increase in the flexibility of the hamstring muscle group. *Journal of Undergraduate Research.* 2006; IX:1-4.
- 54.-** Arroyo-Morales M, Olea N, Martinez M, Moreno-Lorenzo C, Díaz-Rodríguez L, Hidalgo-Lozano A. Effects of myofascial release after high-intensity exercise: a randomized clinical trial. *J Manipulative Physiol Ther.* 2008; 31(3):217-223.

- 55.-** Sullivan K.M, Silvey D.B.J, Button D.C, Behm D.G. Roller-massager application to the hamstrings increase sit-and-reach range of motion within five to ten seconds without performance impairments. *Int J Sports Phys Ther.* 2013; 8(3):228-236.
- 56.-** Roylance D.S, George J.D, Hammer N.R, Gellingham G.W, Hager R.L, Myrrer W.J. Evaluating acute changes in joint range-of-motion using self-myofascial release, postural alignment exercises, and Static Stretches. *Int J Exerc Sci.* 2013; 6(4):310-319.
- 57.-** Okamoto T, Masuhara M, Ikuta K. Acute effects of self-myofascial release using a foam roller on arterial function. *J Strength Cond Res.* 2014; 28(1):69-73.
- 58.-** Jay K, Sundstrup E, SØndergaard S.D, Behm D, Brandt M, Særvoll C.A, Jakobsen M.D, Andersen L.L. Specific and cross over effects of massage for muscle soreness: randomized controlled trial. *Int J Sports Phys Ther.* 2014; 9(1):82-91.
- 59.-** Halperin I, Aboodarda S.J, Button D.C, Andersen L.L, Behm D.G. Roller massager improves range of motion of plantar flexor muscles without subsequent decreases in force parameters. *Int J Sports Phys Ther.* 2014; 9(1):92-102.
- 60.-** Kim K, Park S, Goo B, Choi S-C. Effect of self-myofascial release on reduction of physical stress: a pilot study. *J Phys Ther Sci.* 2014; 26:1779-1781.
- 61.-** Peacock C. A, Krein D.D, Silver T.A, Sanders G.J, Von Carlowitz K-P. A. An acute bout of self-myofascial release in the form of foam rolling improves performance testing. *Int J Exerc Sci.* 2014; 7(3):2012-211.
- 62.-** Muragod A, Patil V.R, Nitsure P. Immediate effects of static stretching versus myofascial release in iliotibial band tightness in long distance runners: a randomized clinical trial. *Eur J Sports Med.* 2014; 2(1):31-38.
- 63.-** Mohr A.R, Long B.C, Goad C.L. Effect of foam rolling and static stretching on passive hip-flexion range of motion. *J Sport Rehabil.* 2014; 23(4):296-309.
- 64.-** Grieve R, Goodwin F, Alfaki M, Bourton A-J, Jeffries C, Scott H. The immediate effect of bilateral self myofascial release on the plantar surface of the feet on hamstring and lumbar spine flexibility: A pilot randomised controlled trial. *J Bodyw Mov Ther.* 2014; 20:1-9.

- 65.-** Peacock C.A, Krein D.D, Antonio J, Sanders G.J, Silver T.A, Colas M. Comparing Acute Bouts of Sagittal Plane Progression Foam Rolling vs. Frontal Plane Progression Foam Rolling. *J Strength Cond Res.* 2015; 29(8):2310-2315.
- 66.-** Cho Sung-Hak, Kim Soo-Hang, Park Du-Jin. The comparison of the immediate effects of application of the suboccipital muscle inhibition and self-myofascial release techniques in the suboccipital region on short hamstring. *J Phys Ther Sci.* 2015; 27:195-197.
- 67.-** Pearcey G.E.P, Bradbury-Squires D.J, Kawamoto J-E, Behm D.G, Button D.C. Foam Rolling for Delayed-Onset Muscle Soreness and Recovery of Dynamic Performance Measures. *J Athl Train.* 2015; 50(1):5-13.
- 68.-** Curran P.F, Fiore R. D, Crisco J.J. A comparison of the pressure exerted on soft tissue by 2 myofascial rollers. *J Sport Rehabil.* 2008; 17:432-442.
- 69.-** Bushell J.E, Dawson S.M, Webster M.M. Clinical Relevance of Foam Rolling on Hip Extension Angle in a Functional Lunge Position. *J Strength Cond Res.* 2015; 29(9):2397-403.
- 70.-** Škarabot J, Beardsley C, Štirn I. Comparing the effects of self-myofascial release with static stretching on ankle range-of-motion in adolescent athletes. *Int J Sports Phys Ther.* 2015; 10(2)203-212.
- 71.-** Mikesky A.E, Bahamonde R.E, Stanton K, Alvey T, Fitton T. Acute effects of the stick on strength, power, and flexibility. *J Strength Cond Res.* 2002; 16(3):446-450.
- 72.-** Bradbury-Squire D.J, Noftall J.C, Sullivan K.M, Behm D.G, Power K.E, Button D.C. Roller-Massager Application to the quadriceps and knee-joint range of motion and neuromuscular efficiency during a lunge. *J Athl Train.* 2015; 50(2):133-140.
- 73.-** Junker D, Stöggl T. The foam roll as a tool to improve hamstring flexibility. *J Strength Cond Res.* 2015; May 16. [Epub ahead of print].
- 74.-** Beardsley C, Škarabot J. Effects of Self-Myofascial Release: A Systematic Review. *J Bodyw Mov Ther.* 2015; doi:10.1016/j.jbmt.2015.08.007 (in press, accepted manuscript).

- 75.-** Garber C.E, Blissmer B, Deschenes M.R, Franklin B.A, Lamonte M.J, Lee I.M, Nieman D.C, Swain D.P, American College of Sports Medicine. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2011; 43(7):1334-1359.
- 76.-** Wilson G.J, Elliot B.C, Wood G.A. Stretch shorten cycle performance enhancement through flexibility training. *Med Sci Sports Exerc.* 1992; 24(1):116-123.
- 77.-** Ekstrand J, Gillquist J. The frequency of muscle tightness and injuries in soccer players. *Am J Sports Med.* 1982; 10(2):75-78.
- 78.-** Bandy W.D, Irion J.M, Briggler M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the Hamstring Muscles. *Phys Ther.* 1997; 77:1090-1096.
- 79.-** Bandy W.D, Irion J.M, Briggler M. The effect of static stretch and dynamic range of motion training on the flexibility of the hamstring muscles. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998; 27(4):295-300.
- 80.-** Wilson G.J, Wood G.A, Elliot B.C. The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: an alternative explanation for the occurrence of muscular injury. *Int J Sports Med.* 1991; 12(4):403-407.
- 81.-** Witvrouw E, Mahieu N, Danneels L, McNair P. Stretching and injury prevention. *Sports Med.* 2004; 34(7):443-449.
- 82.-** Rubini E.C, Gomes P.S.C. A titina e suas implicações na elasticidade muscular – Breve Revisão. *Rev Bras Fisiol Exerc.* 2004; 3(1):20-25.
- 83.-** Kokkonen J, Nelson A.G, Eldredge C, Winchester J.B. Chronic static stretching improves exercise performance. *Med Sci Sports Exerc.* 2007; 39(10):1825-1831.
- 84.-** Rubini E.C, Costa A.L.L, Gomes P.S.C. The effects of stretching on strength performance. *Sports Med.* 2007; 37(3):213-224.
- 85.-** McHugh M.P, Cosgrave C.H. To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scand J Med Sci Sports.* 2010; 20:169-181.
- 86.-** Behm D.G, Chaouachi A. A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *Eur J Appl Physiol.* 2011; 111:2633-2651.

- 87.-** Simic L, Sarabon N, Markovic G. Does pre-exercise static stretching inhibit maximal muscular performance? A meta-analytical review. *Scand J Med Sci Sports*. 2013; 23:131-148.
- 88.-** Peck E, Chomko G, Gaz D.V, Farrell A.M. The effects of stretching on performance. *Curr Sports Med Rep*. 2014; 13(3):179-185.
- 89.-** Arajol P. L, Tirado J.J.G. Sobre la aplicación de estiramientos en el deportista sano y lesionado. *Apunts Med Esport*. 2010; 45(166):109-125.
- 90.-** Decoster L.C, Cleland J, Altieri C, Russel P. The effects of hamstring stretching on range of motion: a systematic literature review. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2005; 35(6):377-387.
- 91.-** López-Bedoya J, Vernetta-Santana M, Robles-Fuentes A, Ariza-Vargas L. Effect of three types of flexibility training on active and passive hip range of motion. *J Sports Med Phys Fitness*. 2013; 53:304-311.
- 92.-** Platonov V.N, Bulatov M.M. La preparación física. Barcelona: Paidotribo. 4º edición. 2001. p.149-163.
- 93.-** Fox E.L, Bowers R.W, Foss M.L. Bases fisiológicas da educação física e dos desportos. Sao Paulo: Guanabara Koogan. 4º edición. 1989. p.134-139.
- 94.-** Weppeler C.H, Magnusson S.P. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? *Phys Ther*. 2010; 90:438-449.
- 95.-** Magnusson S.P, Simonsen E.B, Aagaard P, Sorensen H, Kjaer M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiology*. 1996; 497(1) 291-298.
- 96.-** Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendón structures in vivo. *J Appl Physiol*. 2001; 90:520-527.
- 97.-** Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effect of stretching on the viscoelastic properties of human tendón structures in vivo. *J Appl Physiol*. 2002; 92:595-601.
- 98.-** Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of viscoelastic properties of tendon structures on stretch-shortening cycle exercise in vivo. *J Sports Sci*. 2005; 23(8):851-860.

- 99.-** Cramer J.T, Beck T.W, Housh T.J, Massey L.L, Marek S.M, Danglermeier S, Purkayastha S, Culbertson J. Y, Fitz K.A, Egan A.D. Acute effects of static stretching on characteristics of the isokinetic angle-torque relationship, surface electromyography, and mechanography. *J Sports Sci.* 2007; 25(6):687-698.
- 100.-** Avela J, Finni T, Liikavainio T, Niemelä E, Komi P.V. Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *J Appl Physiol.* 2004; 96:2325-2332.
- 101.-** Magnusson P, Renstrom P. The European college of sports sciences position statement: the role of stretching exercises in sports. *Eur J Sport Sci.* 2006;6(2):87-91.
- 102.-** Shrier I. Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature. *Clin J Sport Med.* 2004; 14(5):267-273.
- 103.-** Kay A, D, Blazevich A, J. Effect of acute static stretch on maximal muscle performance: a systematic review. *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44(1):154-164.
- 104.-** Fowles J.R, Sale D.G, MacDougall J. D. Reduced strength passive stretch of the human plantarflexors. *J Appl Physiol.* 2000; 89:1179-1188.
- 105.-** Power K, Behm D, Cahill F, Carroll M, Young W. An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance. *Med Sci Sposts Exerc.* 2004; 36(8):1389-1396.
- 106.-** Young W, Power E.J. Effects of static stretching volume and intensity on plantar flexor explosive force production and range of motion. *J Sposts Med Phys Fitness.* 2006; 46:403-411.
- 107.-** Winchester J. B, Nelson A.G, Kokkonen J. A single 30-s stretch is sufficient to inhibit maximal voluntary strength. *Res Q Exerc Sport.* 2009; 80(2):257-261.
- 108.-** Bacurau R.F.P, Monteiro G.A, Ugrinowitsch C, Tricoli V, Cabral L.F, Aoki M.S. Acute effect of a ballistic and a static stretching exercise bout on flexibility and maximal strength. *J Strength Cond Res.* 2009. 23(01):304-308.
- 109.-** Rossi L.P, Pereira R, Simao R, Brandalize M, Gomes A.R.S. Influence of static stretching duration on quadriceps force development and eletromyographic activity. *Human Mov.* 2010; 11(2):137-143.

- 110.-** Behm D.G, Plewe S, Grage P, Rabbani A, Beigi H.T, Byrne J.M, Button D.C. Relative static stretch-induced impairments and dynamic stretch-induced enhancements are similar in young and middle-age men. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2011; 36:790-797.
- 111.-** Nelson A.G, Allen J.D, Cornwell A, Kokkonen J. Inhibition of maximal voluntary isometric torque production by acute stretching is joint-angle specific. *Res Q Exerc Sport.* 2001; 72:68-70.
- 112.-** Samuel M.N, Holcomb W.R, Guadagnoli M.A, Rubley M.D, Wallmann H. Acute effects of static and ballistic stretching on measures of strength. *J Strength Cond Res.* 2008; 22(5):1422-1428.
- 113.-** Behm D.G, Bradbury E.E, Haynes A.T, Hodder J.N, Leonard A.M, Paddock N.R. Flexibility is not related to stretch-induced deficits in force or power. *J Sports Sci Med.* 2006; 5:33-42.
- 114.-** Beedle B, Rytter S.J, Healy R.C, Ward T.R. Pretesting static and dynamic stretching does not affect maximal strength. *J Strength Cond Res.* 2008; 22(6):1838-1843.
- 115.-** Worrel T.W, Smith T.L, Winegardner J. Effect of Hamstring stretching on hamstring muscle performance. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994; 20(3):154-159.
- 116.-** Matsuo S, Susuky S, Iwata M, Banno Y, Asai Y, Tsuchida W, Inoue T. Acute effects of different stretching durations on passive torque, mobility and isometric muscle force. *J Strength Cond Res.* 2013; 27(12):3367-3376.
- 117.-** Davis D. S, Ashby P.E, McCale K.L, McQuain J.A, Wine J.M. The effectiveness of 3 stretching techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters. *J Strength Cond Res.* 2005; 19(1):27-32.
- 118.-** Freitas S.R, Mil-homens P. Effect of 8-week high-intensity stretching training on biceps femoris architecture. *J Strength Cond Res.* 2015; 29(6):1737-40.
- 119.-** Bandy W.D, Irion J.M. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther.* 1994; 74(9):845-850.
- 120.-** Ayala F, Andújar P.S.B. Effect of 3 different active stretch durations on hip flexion range of motion. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(2):430-436.

- 121.-** Leite T, Teixeira A.S, Saavedra F, Leite R.D, Rhea M.R, Simao R. Influence of strength and flexibility training, combined or isolated, on strength and flexibility gains. *J Strength Cond Res.* 2015; 29(4):1083-1088.
- 122.-** Nóbrega A.C.L, Paula K.C, Carvalho A.C.G. Interaction between resistance training and flexibility training in healthy young adults. *J Strength Cond Res.* 2005; 19(4):842-846.
- 123.-** Lustosa L.P, Pacheco M.G.M, Liu A.L, Gonçalves W.S, Silva J.P, Pereira L.S.M. Impact of static stretching on the gain in knee-extensor strength of community-dwelling older women after a training program. *Rev Bras Fisioter.* 2010; 14(6):497-502.
- 124.-** Simao R, Lemos A, Salles B, Leite T, Oliveira É, Rhea M, Reis V.M. The influence of strength, flexibility, and simultaneous training on flexibility and strength gains. *J Strength Cond Res.* 2011; 25(5):1333-1338.
- 125.-** Perl E.R. Effects of muscle stretch on excitability of contralateral motoneurons. *J Physiol.* 1959; 145:193-203.
- 126.-** Zhou S. Chronic neural adaptations to unilateral exercise: mechanisms of cross education. *Exerc Sport Sci Rev.* 2000; 28(4):177-184.
- 127.-** Silva J.J, Behm D.G, Gomes W.A, Silva F.H.D.O, Soares E.G, Serpa E.P, Vilena-Junior G.B, Lopes C.R, Marchetti P.H. Unilateral plantar flexors static-stretching effects on ipsilateral and contralateral jump measures. *J Sports Sci Med* 2015; 14:315-321.
- 128.-** Nelson A.G, Kokkonen J, Winchester J.B, Kalani W, Peterson K, Kenly M.S, Arnall D.A. A 10-week stretching program increases strength in the contralateral muscle. *J Strength Cond Res.* 2012; 26(3):832-836.
- 129.-** Chaouachi A, Padulo J, Kasmin S, Othmen A.B, Chatra M, Behm D.G. Unilateral static and dynamic hamstrings stretching increases contralateral hip flexion range of motion. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2015; May 27. [Epub ahead of print].
- 130.-** Badillo J.J.G, Ayestarán E.G. Fundamentos del entrenamiento de la fuerza. Aplicación al alto rendimiento deportivo. Madrid: INDE. 3° edición. 2002. p.19-100.
- 131.-** Knuttgen H.G, Kraemer W.J. Terminology and measurement in exercise performance. *J Appl Sport Sci Res.* 1987; 1(1):1-10.

- 132.-** Baechle T.R, Earle R.W. Principios del entrenamiento de la fuerza y del acondicionamiento físico. Madrid: Médica Panamericana. 2º edición. 2007. (cap 1 y 2).
- 133.-** Folland J.P, Williams A.G. The adaptations to strength training. Morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med.* 2007; 37(2):145-168.
- 134.-** Izquierdo, M.R. Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Buenos Aires: Médica Panamericana. 1ª edición. 2008. p. 678-699.
- 135.-** Abe T, DeHoyos D.V, Pollock M.L, Gargazella L. Time course for strength and muscle thickness changes following upper and lower body resistance training in men and women. *Eur J Appl Physiol.* 2001; 81:174-180.
- 136.-** Tracy B, Ivey F, Hurlbut D, Mrtel G.F, Lemmer J.T, Siegel E.L, Metter E.J, Fozard J.L, Fleg J.L, Hurley B.F. Muscle quality. II. Effects of strength training in 65- to -75-yr-old men and women. *J Appl Physiol.* 1999; 86:195-201.
- 137.-** Cureton K.j, Collins M.A, Hill D.W, Fayette M, Mcelhannon JR. Muscle hypertrophy in men and women. *Med Sci Sports Exerc.* 1988; 20:338-344.
- 138.-** Garfinkel S, Cafarelli E. Relative changes in maximal force, emg, and muscle cross-sectional area after a isometric training. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24:1220-1227.
- 139.-** Akagi R, Iwanuma S, Hashizume S, Kanehisa H, Yanai T, Kawakami Y. In vivo measurements of moment arm lengths of three elbow flexors at rest and during isometric contractions. *J Appl Biomech.* 2012; 28(1):63-69.
- 140.-** Akagi R, Iwanuma S, Hashizume S, Kanehisa H, Yanai T, Kawakami Y. Association between contraction-induced increases in elbow flexor muscle thickness and distal biceps brachii tendon moment arm depends on the muscle thickness measurement site. *J Appl Biomech.* 2014; 31(1):134-139.
- 141.-** Sugisaki N, Wakahara T, Miyamoto N, Murata K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Influence of muscle anatomical cross-sectional area on the moment arm length of the triceps brachii muscle at the elbow joint. *J Biomech.* 2010; 43(14): 2844-2847.

- 142.-** Sugisaki N, Wakahara T, Murata K, Miyamoto N, Kawakami Y, Kanehisa H, Fukunaga T. Influence of Muscle Hypertrophy on the Moment Arm of the Triceps Brachii Muscle. *J Appl Biomech.* 2015; 31:111-116.
- 143.-** Bojsen-Møller J, Magnusson SP, Rasmussen L.R, Kjaer M, Aagaard P. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J Appl Physiol.* 2005; 99:986-994.
- 144.-** Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *J Physiol* 2001; 536:649-655.
- 145.-** Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Physiol.* 2002; 538:219-226.
- 146.-** Cyrino E.S, Oliveira A.R, Leite J.C. Comportamento da flexibilidade após 10 semanas de treinamento com pesos. *Rev Bras Med Esporte.* 2004; 10: 233-237.
- 147.-** Morton S.K, Whitehead J.R, Brinkert R.H, Caine D.J. Resistance training vs. static stretching: effects on flexibility and strength. *J Strength Cond Res.* 2011; 25: 3391-3398.
- 148.-** Santos E, Rhea M.R, Simao R. Influence of moderately intense strength training on flexibility in sedentary young women. *J Strength Cond Res.* 2010; 24: 3144-3149.
- 149.-** Adams K.J, Swank A.M, Berning J.M. Progressive strength training in sedentary, older African American women. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33: 1567-1576.
- 150.-** Lima M.A, Silva V.F. Correlation between force resistance and flexibility of amateur soccer players' posterior thigh muscles. *Fit Perf J.* 2006; 5(6):376-382.
- 151.-** Monteiro W.D, Simao R, Polito M.D. Influence of strength training on adult women's flexibility. *J Strength Cond Res.* 2008; 22: 672-677.
- 152.-** Simao R, Lemos A, Salles B, Leite T, Oliveira E, Rhea M, Reis, V.M. The influence of strength, flexibility, and simultaneous training on flexibility and strength gains. *J Strength Cond Res.* 2011; 25(5): 1333-1338.

- 153.-** Carneiro N.H, Ribeiro A.S, Nascimento M.A, Gobbo L.A, Schoenfeld B.J, Achour Júnior A, Gobbi S, Oliverira A.R, Cyrino E.S. Effects of different resistance training frequencies on flexibility in older women. *Clin Interv Aging*. 2015; 5(10):531-538.
- 154.-** Wiemann K, Hahn K. Influences of strength, stretching and circulatory exercises on flexibility parameters of the human hamstrings. *Int J Sports Med*. 1997; 18(5):340-346.
- 155.-** Saraiva A.R, Reis V.M, Costa P.B, Bentes C.M, Costa E Silva G.V, Novaes J.S. Chronic effects of different resistance training exercise orders on flexibility in elite judo athletes. *J Hum Kinet*. 2014; 9(40):129-137.
- 156.-** Correia M.A, Meneses A.L, Lima A.H.R.A, Cavalcante B.R, Ritti-Dias R.M. Efeito do treinamento de força na flexibilidade: uma revisão sistemática. *Rev Bras Ativ Fis Saúde*. 2014; 19(1):3-11.
- 157.-** Fleck S.J, Kraemer W.J. Fundamentos do treinamento de força muscular. Porto Alegre: Artmed. 2º edición. 1999. p.124-133.
- 158.-** Sale D.G. Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc*. 1988; 20(5):135-145.
- 159.-** Schoenfeld B.J, Wilson J.M, Lowery R.P, Krieger J.W. Muscular adaptations in low- versus high-load resistance training: A meta-analysis. *Eur J Sport Sci*. 2014; 20:1-10. [Epub ahead of print].
- 160.-** Weiss, L.W, Coney H.D, Clark F.C. Differential functional adaptations to short-term low-, moderate-, and high-repetition weight training. *J Strength Cond Res*. 1999; 13(3):236-241.
- 161.-** Kraemer W.J, Ratamess N.A. Fundamentals of resistance training: progression and exercise prescription. *Med Sci Sports Exerc*. 2004; 36(4):674-688.
- 162.-** Rhea, M. R, Alvar B. A, Burketi L. N, Ball S. D. A Meta-analysis to determine the dose response for strength development. *Med. Sci. Sports Exerc*. 2003; 35(3): 456-464.
- 163.-** Rooney K.J, Herbert R.D, Balnave R.J. Fatigue contributes to the strength training stimulus. *Med Sci Sports Exerc*. 1994; 26(09):1160-1164.
- 164.-** Izquierdo M, Ibañez J, González-Badillo J.J, Häkkinen, Ratamess N.A, Kraemer W.J, French D.N, Eslava J, Altadill A, Asiain X, Gorostiaga E.M. Different effects of strength training leading to failure versus not to failure on hormonal responses, strength, and muscle power gains. *J Appl Physiol*. 2006; 100:1647-1656.

- 165.-** Drinkwater E.J, Lawton T.W, Lindsell R.P, Pyne D.B, Hunt P.H, McKenna M.J. Training leading to repetition failure enhances bench press strength gains in elite junior athletes. *J Strength Cond Res.* 2005; 19(2):382-388.
- 166.-** Reitelseder H.L, Pedersen T.G, Doessing S, Petersen S.G, Flyvbjerg A, Andersen J.L, Aagaard P, Kjaer M. Changes in muscle size and MHC composition in response to resistance exercise with heavy and light loading intensity. *J Appl Physiol.* 2008; 105:1454-1461.
- 167.-** Rana S.R, Chleboun G.S, Gilders R.M, Hagerman F.C, Herman J.R, Hikida R.S, Kushnick M.R, Staron R.S, Toma K. Comparison of early phase adaptations for traditional strength and endurance, and low velocity resistance training programs in college-aged women. *J Strength Cond Res.* 2008; 22(1):119-127.
- 168.-** Schuenke M.D, Herman J.R, Gliders R.M, Hagerman F.C, Hikida R. S, Rana S.R, Ragg K.E, Staron R.S. Early-phase muscular adaptations in response to slow-speed versus traditional resistance-training regimens. *Eur J Appl Physiol.* 2012; 112:3585-3595.
- 169.-** Cadore E.L, González-Izal M, Pallarés J.G, Rodríguez-Falces J, Häkkinen K, Kraemer W.J, Pinto R.S, Izquierdo M. Muscle conduction velocity, strength, neural activity, and morphological changes after eccentric and concentric training. *Scand J Med Sci Sports.* 2014; 24:e343-e352.
- 170.-** Candow D. G, Burke D.G. Effect of short-term equal-volume resistance training with different workout frequency on muscle mass and strength in untrained men and women. *J Strength Cond Res.* 2007; 21(1):204-207.
- 171.-** Radaelli R, Wilhelm E.N, Botton C.E, Rech A, Bottaro M, Brown L. E, Pinto R. S. Effects of single vs. multiple-set short-term strength training in elderly women. *Age (Dordr).* 2014; 36(6):9720, [Epub ahead of print].
- 172.-** Schlumberger A, Stec J, Schmidtbleicher D. Single- vs. multiple-set strength training in women. *J Strength Cond Res.* 2001; 15(3):284-289.
- 173.-** Paulsen G, Mykkestad D, Raastad T. The influence of volume of exercise on early adaptations to strength training. *J Strength Cond Res.* 2003; 17(1):115-120.
- 174.-** Krieger J.W, Single versus multiple sets of resistance exercise: a meta-regression. *J Strength Cond Res.* 2009; 23(6):1890-1901.

- 175.-** Fröhlich M, Emrich E, Schmidbleicher D. Outcome effects of single-set versus multiple-set training-an advanced replication study. *Res Sports Med.* 2010; 18(3):157-175.
- 176.-** American College of Sports Medicine. American College of Sports Medicine positional stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2009; 41(3):687-708.
- 177.-** Calatayud J, Martin F, Gargallo P, García-Redondo J, Colado JC, Marín PJ. The validity and reliability of a new instrumented device for measuring ankle dorsiflexion range of motion. *Int J Sports Phys Ther.* 2105; 10(2):197-202.
- 178.-** Ayala F, Sainz de Baranda P, Croix M, Santoja F. Fiabilidad y validez de las pruebas sit-and-reach: revisión sistemática. *Rev Andal Med Deporte.* 2012; 5(2):57-66.
- 179.-** Mayorga-Vega D, Viciano-Ramírez J, Cocca A, Becerra-Fernández C, Merino-Marbán R. Validez de criterio de los tests sit-and-reach para estimar la flexibilidad isquiosural y lumbar en personas mayores: una revisión sistemática. *J Sport Health Res.* 2015; 7(1), 1-10.
- 180.-** Blas X, Padullés JM, Amo JLL, Guerra-Balic M. Creation and validation of Chronojump-Boscosystem: a free toll to measure vertical jumps. *Rev Int Cien Deporte.* 2012; 8(30):334-356.
- 181.-** Blas Foix X. Proyecto Chronojump-Boscosystem. Herramienta informática libre para el estudio cinemático del salto vertical: medición del tiempo, detección del ángulo de flexión sin marcadores y elaboración de tablas de percentiles (tesis doctoral). Barcelona: Universidad Ramon Llull; 2012.
- 182.-** Kaminski T.W, Dover G.C. Reliability of inversion and eversion peak- and average-torque measurements from the Biodex System 3 dynamometer. *J Sport Rehabil.* 2001; 10:205-220.
- 183.-** Bosco C, Luhtanen P, Komi V. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur J Appl Physiol.* 1983; 50, 273-382.
- 184.-** Gleeson N.P, Mercer T.H. The utility of isokinrtic dynamometry in the assessment of human muscle function. *Sports Med.* 1996; 21(1):18-34.
- 185.-** Caruso J, Brown L, Tufano J. The reproducibility of isokinetic dynamometry data. *Isok Exerc Sci.* 2012; 20(4):239-253.

- 186.-** Shimano T, Kraemer W.J, Spiering B.A, Volek J.S, Hatfield D.L, Silvestre R, Vingren J.L, Fragala M.S, Maresh C.M, Fleck S.J, Newton R.U, Spreuwenberg L.P.B, Hakkinen K. Relationship between the number of repetitions and selected percentages of one repetition maximum in free weight exercises in trained and untrained men. *J Strength Cond Res.* 2006; 20(4):819-823.
- 187.-** Pincus T, Bergman M, Sokka T, Roth J, Swearingen, Yazici Y. Visual analog scales in formats other than a 10 centimeter horizontal line to assess pain and other clinical data. *J Rheumatol.* 2008; 35(8):1550-1558.
- 188.-** Utter A.C, Robertson R.J, Green J.M, Suminski R.R, Mcanulty S.R, Nieman D.C. Validation of the adult OMNI scale of perceived exertion for walking/running exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36(10):1776-1780.
- 189.-** Campos G.E.R, Luecke T.L, Wendeln H.K, Toma K, Hagerman F.C, Murray T.F, Ragg K.E, Ratamess N.A, Kraemer W.J, Staron R.S. Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. *Eur J Appl Physiol.* 2002; 88:50-60.
- 190.-** Barbosa A.R, Santarém J.M, Filho W.J, Marucci M.F.N. Effects of resistance training on the sit-and-reach test in elderly women. *J Strength Cond Res.* 2002; 16(1):14-18.
- 191.-** Brito J, Vasconcellos F, Oliveira J, Krstrup P, Rebelo A. Short term performance effects of three different low-volume strength training programmes in college male soccer players. *J Hum Kinet.* 2014; 9(40):121-128.
- 192.-** Ayala F, De Ste Croix M, Sainz de Baranda P, Santoja F. Acute effects of two different stretching techniques on isokinetic strength and power. *Rev Andal Med Deporte.* 2015; 8(3):93-102.
- 193.-** Nozaki D, Nakazama K, Akai M. Uncertainty of knee joint muscle activity during knee joint torque exertion: the significance of controlling adjacent joint torque. *J Appl Physiol.* 2005; 99(3):1093-1103.
- 194.-** Wilson G.J, Newton R.U, Murphy A.J, Humphries B.J. The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Med Sci Sports Exerc.* 1993; 11:1279-1286.
- 195.-** Baker D, Nance S, Moore M. The load that maximizes the average mechanical power output during jump squats in power-trained athletes. *J Strength Cond Res.* 2001; 15(1):92-97.

- 196.-** Kawamori N, Haff G.G. The optimal training load for the development of muscular power. *J Strength Cond Res.* 2004; 18(3):675-684.
- 197.-** González-Ravé J.M, Machado L, Navarro-Valdivielso F, Vilas-Boas J.P. Acute effects of heavy-load exercises, stretching exercises, and heavy-load plus stretching exercises on squat jump and countermovement jump performance. *J Strength Cond Res.* 2009; 23(2):472-479.

ANEXOS

ANEXO 1. – Consentimiento informado

FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO.

TÍTULO DE LA INVESTIGACIÓN: **Ganancias de fuerza mediante el uso de distintos protocolos de entrenamiento.**

Se trata de un estudio donde Los objetivos del mismo son: Averiguar las diferencias en las ganancias de fuerza muscular máxima experimentadas (medidas mediante maquina isocinética), por los participantes en el mismo, mediante el uso de diferentes protocolos de calentamiento y vuelta a la calma, se trata de una intervención de 5 semanas con mediciones pre y post de tres grupos (control, experimental 1, experimental 2).

Se trata de averiguar si los distintos protocolos de calentamiento y vuelta a la calma utilizados presentan ventajas entre ellos.

No se debe realizar esfuerzos extenuantes durante la realización del estudio ni haber tomado sustancias estimulantes (p.e. cafeína) de forma previa a los test u otro tipo de sustancias que puedan influir en el rendimiento de las pruebas. Los sujetos que participen no tienen que haber sufrido alguna lesión de la extremidad inferior durante las 5 semanas previas a la investigación, no tener historial de cirugía en la extremidad inferior, padecer neuropatías, ni padecer algún otro desorden que afecte al equilibrio.

Breve descripción del procedimiento:

1. Sesión 1: Calentamiento previo y realización de los test con un intervalo de recuperación de dos minutos entre ellos.
2. Sesiones 2 a 10: Intervención, se realizará el entrenamiento de fuerza correspondiente (asignado de forma aleatoria)
3. Sesión 11: Calentamiento previo y realización de los test con un intervalo de recuperación de dos minutos entre ellos

CONSENTIMIENTO

Habiendo leído, entendido los procedimientos –además de haber tenido la oportunidad de preguntar sobre cualquier aspecto y siendo satisfactoriamente contestado-autorizando todos los procedimientos pertinentes al proceso de investigación que han sido detallados anteriormente. Para dejar constancia de esta situación rellenaré íntegramente el consentimiento informado. Autorizo al grupo investigador para que realice el análisis de los resultados obtenidos de forma anónima con finalidad científica. De igual forma he quedado favorablemente informado de todos los procedimientos de la investigación, y me han contestado satisfactoriamente a todas las dudas sobre la investigación. De igual forma, he quedado informado de que me puedo retirar del estudio en cualquier momento.

La información facilitada (en algunos casos sólo fotografías) será tratada de forma confidencial respecto a la legislación vigente en materia de protección de datos. A tal efecto y de acuerdo con La Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal, le informamos que al firmar este documento AUTORIZA a que dichos datos se recojan y traten para ser mostrados en la publicación y presentación de este estudio en el ámbito científico (revistas, congresos).

Declaración de consentimiento

Yo, D. _____ con D.N.I número _____ leí el documento explicativo con todos los procedimientos sobre el estudio arriba indicado, fui informado satisfactoriamente, entendí los derechos y tengo conocimiento que podré interrumpir la participación del entrenamiento en cualquier momento. Además

ANEXO 2. – Certificado comité ético universitario.

D. Fernando A. Verdú Pascual, Profesor Titular de Medicina Legal y Forense, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 2 de febrero de 2015, una vez estudiado el trabajo fin de grado titulado:

“Ganancias de fuerza mediante el uso de distintos protocolos de entrenamiento”, número de procedimiento H1421157445503,

cuyo responsable es D. Fernando Martín Rivera, ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a tres de febrero de dos mil quince.



ANEXO 3. – Par-Q de Shepard.

Cuestionario para Práctica de Actividad Física; Par-Q

Sí usted plantea iniciar un programa de actividades físicas, conteste las siguientes preguntas transcritas abajo. Si usted tiene entre 15 a 69 años de edad, con el cuestionario PAR-Q sabrá si necesita recibir consejo de su médico antes de empezar un programa físico. Si usted tiene más de 69 años de edad, y no está acostumbrado al ejercicio físico, entonces consulte antes con su médico.

Sentido común es la mejor guía para responder a estas preguntas. Por favor, leer las preguntas con atención y responder cada una honestamente: marque SI o NO.

Sí	No	PREGUNTAS
		1. ¿Alguna vez el médico le ha dicho que usted tenga un problema en el corazón, y solo debería hacer actividad física recomendado por un médico?
		2. ¿Usted siente dolor en el pecho cuando hace actividad física?
		3. ¿Le ha dolido el pecho en el último mes, cuando no está haciendo ejercicio?
		4. Usted se mareo con frecuencia, pierde el equilibrio y alguna vez ha perdido el conocimiento?
		5. ¿Tiene algún problema en las articulaciones (por ejemplo, espalda, rodillas, o cadera) que pueda empeorar por las actividades físicas propuestas?
		6. ¿El medico actualmente le ha indicado tomar medicamentos para la presión arterial o el corazón?
		7. ¿Sabe usted, de <u>cualquier otra razón</u> por la cual usted no debería hacer actividad física?

“Yo he leído, entendido y completado este cuestionario. Todas las preguntas han sido contestadas con mi completa satisfacción.”

ANEXO 4. – Hoja diaria de entrenamiento.

Nombre:	Movil:			
Nº sujeto:	Grupo:	CONTROL	FOAM	ESTIRAMIENTO

6 RM (KG) PRIMERA SESIÓN		
6 RM Elevación de talones:	6 RM extensión de pierna:	6 RM flexión de pierna:

		(A) Elevación talones Peso en Kg						(B) Leg extension (Cuadriceps) Peso en Kg						(C) Leg curl (Isquios) Peso en Kg					
		serie 1	serie 2	serie 3	serie 4	serie 5	serie 6	serie 1	serie 2	serie 3	serie 4	serie 5	serie 6	serie 1	serie 2	serie 3	serie 4	serie 5	serie 6
Semana 1	Sesión 1																		
	Sesión 2																		
Semana 2	Sesión 3																		
	Sesión 4																		
Semana 3	Sesión 5																		
	Sesión 6																		
Semana 4	Sesión 7																		
	Sesión 8																		
Semana 5	Sesión 9																		
	Sesión 10																		

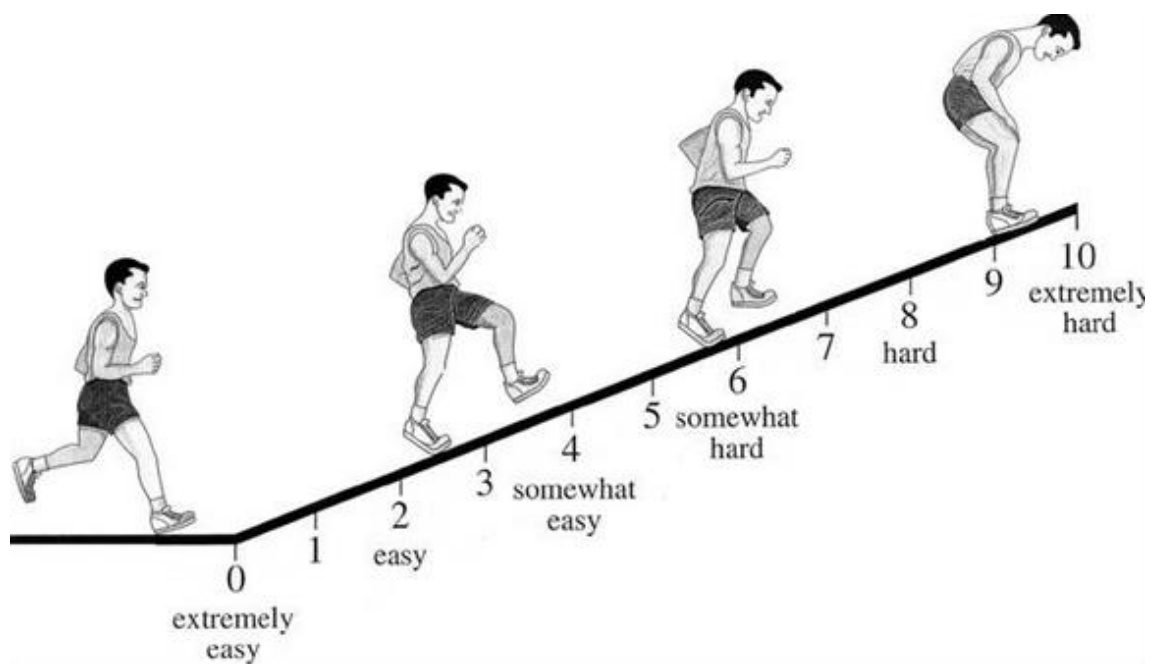
6 RM (KG) ULTIMA SESIÓN		
6 RM Elevación de talones:	6 RM extensión de pierna:	6 RM flexión de pierna:

Sesión entrenamiento		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Fatiga total sesión											
Agujetas total											
Agujetas por músculo	óleo/gemelo										
	cuadriceps										
	isquios										

		ROM tobillo	ROM tobillo
		IZQ	DER
Semana 1	pre		
	post		
Semana 3	pre		
	post		
Semana 5	pre		
	post		

A-B-C

ANEXO 5. – Escala de percepción del esfuerzo de OMNI 10.



ANEXO 6. – Hoja sesión de valoración

Ficha sujeto test			
Nombre y apellidos:		Nº sujeto:	Grupo:
Fecha de nacimiento:	Tel:	Email:	
Edad:			

Fecha y hora del pre-test:	Velocidad Cinta (km/h)
----------------------------	------------------------

Medidas corporales		
Peso(kg)	Talla (cm)	% Graso

Pierna dominante	
D	I

Flexibilidad:		
Sit and reach 1:	Sit and reach 2:	Sit and reach 3:
Leg motion D1:	Leg notion D2:	Leg motion D3:
Leg motion I1:	Leg notion I2:	Leg motion I3:

Experiencia entrenamiento

Cálculo 6RM
6RM Elevación talones (Kg):
6RM extensión pierna (Kg):
6RM curlisquios (Kg):

Fecha y hora del post-test:	Velocidad Cinta (km/h)
-----------------------------	------------------------

Medidas corporales		
Peso(kg)	Talla (cm)	% Graso

Flexibilidad:		
Sit and reach 1:	Sit and reach 2:	Sit and reach 3:
Leg motion 1:	Leg notion 2:	Leg motion 3:
Leg motion I1:	Leg notion I2:	Leg motion I3: