

UNIVERSIDAD DE LEÓN

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS BIOMÉDICAS



**Efectos de un entrenamiento con sobrecarga excéntrica
sobre la fuerza, la capacidad funcional y la masa
muscular en personas mayores de 65 años**

SANTIAGO ADOLFO ARBOLEDA FRANCO

LEÓN 2014

UNIVERSIDAD DE LEÓN

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS BIOMÉDICAS



**Efectos de un entrenamiento con sobrecarga excéntrica
sobre la fuerza, la capacidad funcional y la masa
muscular en personas mayores de 65 años**

Memoria presentada por el Licenciado
Santiago Adolfo Arboleda Franco para la
obtención del título de Doctor en Ciencias de
la Actividad Física y del Deporte.

DIRECTOR: Prof. Dr. José Antonio De Paz Fernández

LEÓN 2014



universidad
de león

INFORME DEL DIRECTOR DE LA TESIS

El Dr. D. José Antonio de Paz Fernández como Director de la Tesis Doctoral titulada “***Efectos de un entrenamiento con sobrecarga excéntrica sobre la fuerza, la capacidad funcional y la masa muscular en personas mayores de 65 años***” realizada por D. Santiago Adolfo Arboleda Franco en el programa de doctorado Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, informa favorablemente el depósito de la misma, dado que reúne las condiciones necesarias para su defensa.

Lo que firmo, en León a de de

Fdo: Dr. José Antonio de Paz Fernández



universidad
de león

ADMISIÓN A TRÁMITE DE LA TESIS DOCTORAL

El órgano responsable del programa de doctorado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte en su reunión celebrada el día de de ha acordado dar su conformidad a la admisión a trámite de lectura de la Tesis Doctoral titulada “**Efectos de un entrenamiento con sobrecarga excéntrica sobre la fuerza, la capacidad funcional y la masa muscular en personas mayores de 65 años**”, dirigida por el Dr. D. José Antonio de Paz Fernández y elaborada por D. Santiago Adolfo Arboleda Franco y cuyo título en inglés es el siguiente “**Effects of eccentric-overload training on strength, functional fitness and muscle mass in elder people aged over 65**”.

Lo que firman, en León a de de .

Vº Bº Director del Departamento

El Secretario,

Juan José García Viétez

Pilar Sánchez Collado

ÍNDICE DE CONTENIDO

| | |
|-------------------------|-------|
| Agradecimientos | I |
| Abreviaturas y símbolos | III |
| Índice general | V |
| Índice de figuras | IX |
| Índice de tablas | XI |
| Resumen | XIII |
| Abstract | XVIII |

A la memoria de Jorge Iván

AGRADECIMIENTOS

Esta tesis contó con valiosos aportes de distinto tipo hechos por muchas personas que hicieron posible un proceso de varios años que se resume en la presentación de este informe. Por todas y cada una de esas cosas pequeñas y grandes doy gracias ...

Al Dr. José Antonio de Paz director de la tesis y gestor de esta idea, por hacerme parte de su grupo de estudiantes, inducirme en el fascinante estudio de la fuerza y disponer para mi formación toda su experiencia y medios tecnológicos. Con toda seguridad, aunque se que me falta mucho camino por recorrer, ahora no soy el mismo que empezó. Expreso mi gratitud por eso.

A los compañeros con los que viví mi tiempo de formación en el Seminario 85: Fredy, Mercedes, Magdi, Ismael, Lucía, Covadonga, Carlos, Víctor, Ena, Xermán, Yubisay, Ramón, Edson, Sofía, gracias por los aportes y por todo lo compartido.

A las personas mayores que participaron de este estudio y que me permitieron no solo aprender de ellos, si no conocer un poco más de la cultura Leonesa.

A las amistades ganadas en este lapso: paisanos y Leoneses, que fueron importantes en mi permanencia en esta ciudad: María, Susana, Geovana, Natalia, Fredy, David, Jennifer, André, Kassen, Mercedes, Gelo y los que no alcanzo a registrar aquí; gracias por su calor humano y por ser apoyo fundamental en distintos momentos.

A mi familia repartida en Cali, Múnich, Amherst y Maputo, por ser el motor de mi vida; a Janeth por la esperanza, la constancia y el amor que me ha tenido en este tiempo.

A la Universidad del Valle en Cali Colombia, mi institución de trabajo y de la que soy egresado, porque sin su apoyo no hubiera sido posible mi formación doctoral.

ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

| | |
|-------------------|---------------------------------------------------|
| $\Delta\%$ | Delta Porcentual |
| ACSM | <i>American College of Sports Medicine</i> |
| AHA | <i>American Hearth Association</i> |
| ARED | <i>Advanced Resistive Exercise Device</i> |
| AVD | Actividades de la Vida Diaria |
| CDC | <i>Centers for Disease Control and Prevention</i> |
| CMO | Contenido Mineral Óseo |
| CSA | <i>Cross-Sectional Area</i> |
| DE | Desviación Estándar |
| DMO | Densidad Mineral Ósea |
| DXA | <i>Dual energy X-ray absorptiometry</i> |
| FMD | Fuerza Máxima Dinámica |
| FMI | Fuerza Máxima Isométrica |
| FPM | Fuerza de Prensión Manual |
| FWED | <i>Flywheel Exercise Device</i> |
| GC | Grupo Control |
| GE | Grupo Experimental |
| IET | <i>Inertial Exercise Trainer</i> |
| IMC | Índice de Masa Corporal |
| IS _{EXC} | Índice de Sobrecarga Excéntrica |
| ITMS | <i>Inertial Training and Measurement System</i> |
| kgf | Kilogramos / Fuerza |
| LTBR | Estudio <i>Long Term Bed Rest</i> |

| | |
|------------------------|---------------------------------------------------------------------|
| MEP | Máquina de Extensión de Piernas |
| MLG | Masa Libre de Grasa |
| MMT | Masa Magra Total |
| NASA | <i>National Aeronautics and Space Administration</i> |
| NF-kB | Factor Nuclear kappaB |
| P _{MEDIA} | Potencia Media |
| P _{MEDIA} CON | Potencia Media Concéntrica |
| P _{MEDIA} EXC | Potencia Media Excéntrica |
| P _{PICO} | Potencia Pico |
| P _{PICO} CON | Potencia Pico Concéntrica |
| P _{PICO} EXC | Potencia Pico Excéntrica |
| RBE | <i>Repeated Bout Effect</i> |
| RM | Repetición Máxima |
| RMN | Resonancia Magnética Nuclear |
| ROI | <i>Region Of Interest</i> |
| SNC | Sistema Nervioso Central |
| TAC | Tomografía Axial Computarizada |
| VO ₂ max | Consumo Máximo de Oxígeno |
| W | Vatios |
| W*Kg ⁻¹ | Vatios / kilogramos |
| WISE | Estudio <i>Women International Space Simulation for Exploration</i> |

ÍNDICE GENERAL

| | Pág |
|-------------------------------------------------------------------|-----|
| 1. INTRODUCCIÓN | 1 |
| 2. ANTECEDENTES | 5 |
| 2.1 Tipos de acciones musculares y sus características | 7 |
| 2.1.1 Las acciones musculares isométricas | 8 |
| 2.1.2 Las acciones musculares concéntricas | 8 |
| 2.1.3 Las acciones musculares excéntricas | 9 |
| 2.2 La fuerza y sus formas de manifestación | 18 |
| 2.2.1 La fuerza máxima | 19 |
| 2.2.2 La Potencia muscular | 20 |
| 2.2.3 La resistencia a la fuerza | 21 |
| 2.3 Fuerza, masa muscular y salud | 22 |
| 2.3.1 La emergencia de la sarcopenia | 25 |
| 2.3.2 El músculo esquelético y su función endocrina e inmunitaria | 26 |
| 2.3.3 Evaluación de la masa muscular | 28 |
| 2.3.4 Entrenamiento de la fuerza con fines de salud | 30 |
| 2.4 Envejecimiento, fuerza y capacidad funcional | 32 |
| 2.4.1 Entrenamiento de la fuerza en personas mayores | 35 |
| 2.4.2 Efectos del entrenamiento de la fuerza en personas mayores | 37 |

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.5 Rol del ejercicio excéntrico en el entrenamiento de la fuerza con fines de salud | 40 |
| 2.5.1 Entrenamiento de la fuerza con sobrecarga excéntrica | 45 |
| 2.5.2 Dispositivos para el entrenamiento excéntrico de la fuerza | 46 |
| 2.5.3 Entrenamiento excéntrico con dispositivos de volantes inerciales FWED | 53 |
| 3. OBJETIVOS | 65 |
| 3.1 Objetivo general de la investigación | 67 |
| 3.2 Objetivos específicos estudio 1 | 67 |
| 3.3 Objetivos específicos estudio 2 | 67 |
| 4. DISEÑO EXPERIMENTAL | 68 |
| 4.1 Diseño Estudio 1 | 70 |
| 4.2 Diseño Estudio 2 | 71 |
| 5. MATERIAL Y MÉTODOS | 73 |
| 5.1 Sujetos | 75 |
| 5.2 Evaluación de las manifestaciones de la fuerza | 76 |
| 5.2.1 Evaluación de la fuerza máxima isométrica (FMI) | 77 |
| 5.2.2 Evaluación de la fuerza máxima dinámica (FMD) | 78 |
| 5.2.3 Evaluación de la potencia | 81 |
| 5.3 Evaluación de la capacidad funcional | 82 |
| 5.3.1 Prueba Sentadillas en 30 segundos (<i>Sit Stand Chair</i>) | 83 |
| 5.3.2 Prueba “8 Foot Up and Go” | 83 |

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 5.3.3 Prueba Marcha en 2 minutos (<i>2-min step Test</i>) | 83 |
| 5.4 Evaluación de la Composición Corporal | 84 |
| 5.4.1 Evaluación de la masa muscular en miembros inferiores | 84 |
| 5.5 Método para la determinación de la carga de trabajo (Estudio 1) | 85 |
| 5.6 Programa de entrenamiento (Estudio 2) | 88 |
| 5.7 Análisis de datos | 89 |
| 5.7.1 Análisis de datos para el Estudio 1 | 89 |
| 5.7.2 Análisis de datos para el Estudio 2 | 89 |
| 6. RESULTADOS ESTUDIO 1 | 91 |
| 6.1 Comparación de las potencias concéntrica y excéntrica a tres cargas distintas | 93 |
| 7. DISCUSIÓN ESTUDIO 1 | 96 |
| 8. CONCLUSIONES ESTUDIO 1 | 102 |
| 9. RESULTADOS ESTUDIO 2 | 105 |
| 9.1 Influencia del entrenamiento sobre las manifestaciones de la fuerza | 107 |
| 9.2 Efectos del entrenamiento sobre la capacidad funcional | 113 |
| 9.3 Efectos del entrenamiento sobre la composición corporal y la masa muscular de miembros inferiores | 114 |

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 9.4 Correlaciones entre la magnitud de los cambios de las variables ($\Delta\%$) | 117 |
| 9.5 Relación entre la magnitud de los cambios presentados ($\Delta\%$) y la intensidad del entrenamiento | 119 |
| 10. DISCUSIÓN ESTUDIO 2 | 121 |
| 10.1 Acerca de los cambios observados en las manifestaciones de la fuerza | 123 |
| 10.1.1 La Fuerza Máxima Isométrica (FMI) | 124 |
| 10.1.2 La Fuerza Máxima Dinámica (FMD) | 127 |
| 10.1.3 La Potencia | 131 |
| 10.1.4 Sobre las diferencias entre sexos en las adaptaciones de la fuerza al entrenamiento | 137 |
| 10.2 Sobre las mejoras en las manifestaciones de la fuerza y su influencia en la capacidad funcional | 138 |
| 10.3 Cambios en la masa muscular y otros parámetros de composición corporal | 143 |
| 10.4 Correlaciones entre los $\Delta\%$ de las variables estudiadas y de éstos con la intensidad del entrenamiento | 151 |
| 11. CONCLUSIONES ESTUDIO 2 | 157 |
| 12. LIMITACIONES DEL ESTUDIO Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN | 161 |
| 13. BIBLIOGRAFÍA | 165 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | Pág |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Figura 1. Dispositivo original FWED | 46 |
| Figura 2. Modelos de cicloergómetros excéntricos | 47 |
| Figura 3. The Bromsman eccentric overload training device | 48 |
| Figura 4. Inertial Exercise Trainer – IET | 49 |
| Figura 5. Polea Cónica Versa Pulley | 50 |
| Figura 6. Advanced Resistive Exercise Device – ARED | 51 |
| Figura 7. Automatic Escalator Device | 51 |
| Figura 8. The Eccentric Arm Cycle Ergometer | 52 |
| Figura 9. Inertial Training and Measurement System – ITMS | 52 |
| Figura 10. Comparación de mecanismos de un sistema tradicional dependiente de la gravedad y otro de resistencia Inercial FWED | 54 |
| Figura 11. Mecanismo del dispositivo FWED | 55 |
| Figura 12. Diseño experimental Estudio 1 | 70 |
| Figura 13. Diseño experimental Estudio 2 | 71 |
| Figura 14. Flujograma de la muestra del estudio. | 75 |
| Figura 15. Ubicación de la célula de carga para evaluación de fuerza isométrica máxima | 77 |
| Figura 16. Técnica de ejecución de evaluaciones en máquina prensa de piernas. | 79 |

| | |
|-------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 17. Técnica de ejecución de evaluaciones en MEP | 80 |
| Figura 18. Monitorización la potencia en el Software Tesys 2008 | 82 |
| Figura 19. Localización de las Regiones de Interés (ROI) | 85 |
| Figura 20. Dispositivo FWED original y modificado para el estudio | 86 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | Pág |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tabla 1. Cambios en la composición corporal propios del envejecimiento | 32 |
| Tabla 2. Cambios propios del envejecimiento en la fuerza y la funcionalidad | 33 |
| Tabla 3. Resultados estudio LTBR | 57 |
| Tabla 4. Resultados Estudio WISE | 58 |
| Tabla 5 . Síntesis de otros estudios sobre efectos del FWED en la atrofia muscular | 59 |
| Tabla 6. Estudios que validan la utilización del FWED en distintas poblaciones | 62 |
| Tabla 7. Características del grupo estudiado | 76 |
| Tabla 8. Valores de potencia concéntrica y excéntrica con las diferentes cargas inerciales | 93 |
| Tabla 9. Valores del IS_{EXC} para las potencias media y pico con las diferentes cargas inerciales | 95 |
| Tabla 10. Valores pre y post para la fuerza máxima isométrica y dinámica | 107 |
| Tabla 11. Valores pre y post para la fuerza máxima isométrica y dinámica relativos a la masa magra del muslo | 108 |
| Tabla 12. Valores pre y post para la potencia media a 5 cargas distintas de trabajo | 109 |

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tabla 13. Valores pre y post para la potencia media relativa a la masa magra del muslo a 5 cargas diferentes de trabajo | 110 |
| Tabla 14. Valores pre y post para la potencia pico a 5 cargas distintas de trabajo | 111 |
| Tabla 15. Valores pre y post para la potencia pico relativa a la masa magra del muslo a 5 cargas distintas de trabajo | 112 |
| Tabla 16. Valores pre y post para la capacidad funcional | 113 |
| Tabla 17. Valores pre y post de parámetros de composición corporal | 114 |
| Tabla 18. Valores pre y post para la masa magra de los ROI | 115 |
| Tabla 19. Valores pre y post para el contenido mineral óseo (CMO) de los ROI | 116 |
| Tabla 20. Correlaciones entre deltas porcentuales de las manifestaciones de la fuerza | 117 |
| Tabla 21. Correlaciones de los deltas porcentuales entre las manifestaciones de la fuerza e indicadores de composición corporal | 118 |
| Tabla 22. Valores de potencia obtenidos en el entrenamiento | 119 |
| Tabla 23. Correlaciones entre los deltas porcentuales de las variables con cambios significativos y la intensidad del entrenamiento | 120 |

RESUMEN

Objetivo: se estudió el efecto de un entrenamiento con sobrecarga excéntrica mediante resistencia inercial, sobre la fuerza, la capacidad funcional y la masa muscular en hombres y mujeres mayores de 65 años.

Métodos: se realizaron dos estudios. El primero para establecer la carga de trabajo y consistió en analizar el efecto de tres cargas inerciales diferentes sobre la manifestación de la potencia de los miembros inferiores en personas mayores, al ejercitarse en un dispositivo de volantes para el entrenamiento de la fuerza (YoYo™). En este caso 20 mujeres y 21 hombres mayores de 65 años realizaron 3 sesiones, cada una con diferente carga y se compararon los valores de potencia concéntrica y excéntrica, media y pico, obtenidos en cada una. En el segundo estudio, 20 mujeres (edad: $71,5 \pm 3,9$ años; talla: $153,2 \pm 6,1$ cm; peso: $61,3 \pm 9,7$ Kg) y 19 hombres (edad: $70,6 \pm 3,9$ años; talla: $168,1 \pm 6,9$ cm; peso: $76,3 \pm 9$ Kg) conformaron un grupo de entrenamiento (GE), que durante 12 semanas, dos veces por semana, realizaron 4 series de 7 repeticiones máximas de squat supino con la carga seleccionada y en el mismo dispositivo de volantes inerciales. 16 mujeres (edad: $69,0 \pm 4,9$ años; talla: $154,2 \pm 5,2$ cm; peso: $61,5 \pm 10,1$ Kg) y 15 hombres (edad: $70,3 \pm 3,9$ años; talla: $164,0 \pm 6,7$ cm; peso: $75,4 \pm 10,9$ Kg) conformaron un grupo control (GC) que no se ejercitó. En ambos grupos, antes y después del periodo de 12 semanas, se evaluó la fuerza máxima dinámica (FMD), la fuerza máxima isométrica (FMI), la potencia, la capacidad funcional y la masa muscular. Se compararon los valores pre y post de todas estas variables.

Resultados: en el estudio 1 se encontró que las potencias concéntricas media y pico (P_{MEDIA} y P_{PICO}) en ambos sexos y la potencia excéntrica en las mujeres fueron menores con la carga inercial más alta; no obstante ésta produjo mayores picos de sobrecarga excéntrica en ambos sexos. Aunque la carga inercial más baja aumentó los valores de potencia concéntrica, ofreció menor sobrecarga excéntrica. Su efecto no difirió del producido por la carga intermedia en las mujeres y fue menor en la manifestación de las potencias excéntricas en los varones. Se concluyó que la carga intermedia sería la óptima para el entrenamiento propuesto.

En el segundo estudio, tras el entrenamiento, se encontraron ganancias en la FMI del 13,5% para los hombres y no en las mujeres. Sin embargo, cuando esta variable se expresó en valores relativos a la masa magra implicada, hubo mejoras en ambos sexos. La FMD en valores absolutos mejoró 12,3% en los hombres y 9,1% en las mujeres, ganancias que también se observaron en valores relativos a la masa magra. En la P_{MEDI} hubo mejoras en ambos sexos, pero difirieron en las cargas en que fueron obtenidas; los hombres tuvieron ganancias entre el 40 y el 70% de 1RM y las mujeres sólo al 50 y al 60%. En la P_{PICO} sólo hubo ganancias para los hombres al 60 y al 80% de 1RM. Cuando la potencia se relativizó a la masa magra, las ganancias en la P_{MEDI} fueron similares en ambos sexos al 50 y 60% de 1RM y el resultado fue igual para la P_{PICO} .

En la capacidad funcional sólo se observaron cambios para la hombres en dos de las tres pruebas evaluadas (sentadillas en 30 segundos y marcha estacionaria), mientras que en las mujeres no se presentaron en ninguna. La masa muscular del muslo aumentó 3,5% en las mujeres y 2,9% en los hombres. Estas ganancias y las antes descritas para la fuerza se reflejaron en una mejora de la calidad muscular expresada en todas las manifestaciones de la fuerza, tanto en varones como en mujeres.

Conclusiones: los resultados sugieren que el entrenamiento con sobrecarga excéntrica mediante resistencia inercial, primero: mejora en ambos sexos la fuerza máxima dinámica, la potencia y la masa muscular de la zona implicada; la fuerza máxima isométrica sólo mejora en los hombres. Segundo: no parece ser un método adecuado para mejorar la capacidad funcional, si bien, algunas variables mejoran en los hombres. Tercero: mejora en ambos sexos todos los valores de fuerza cuando se relativizan a la masa muscular, lo que se traduce en mejoras de la calidad muscular.

ABSTRACT

Objective: We studied the effect of eccentric overload training using inertial resistance on the strength, functional fitness and muscular mass in men and women aged over 65 years.

Methods: Two studies were conducted. The aim of the first study was to analyze the effect of three different inertial masses on the power of lower limbs in elderly people, when exercising on a flywheel exercise device for strength training (YoYo™). Twenty women and Twenty one men aged over 65 years completed 3 sessions with different loads each session. The effect of different loads on mean concentric power (P_{MEANCON}) and mean eccentric power (P_{MEANEXC}), peak concentric power (P_{PEAKCON}) and peak eccentric power (P_{PEAKEXC}) were compared. In the second study, 20 women (aged: 71.5 ± 3.9 years, height: 1.53 ± 0.06 m, weight: 61.3 ± 9.7 kg) and 21 men (aged: 70.7 ± 3.9 years old, height: 1.68 ± 0.07 m, weight: 76.8 ± 9.4 kg) made up a training group (TG) that carried out 4 sessions of 7 supine squat repetitions at a maximum capacity with a selected load on the same flywheel device twice a week for a period of 12 weeks. A control group (CG) made of 16 women (age: 69.0 ± 4.9 years, height: 154 ± 5.2 cm, weight: 61.5 ± 10.1 kg) and 15 men (age: 70.3 ± 3.9 years, height: 164.0 ± 6.7 cm, weight: 75.4 ± 10.9 Kg) did not exercise. In both groups the maximum dynamic strength, maximal voluntary isometric contraction (MVIC), power, functional fitness and muscular mass were evaluated before and after a period of twelve weeks.

Results: In the first study, the mean and peak concentric powers (P_{MEAN} and P_{PEAK}) for both sexes and the eccentric power in women were found to be less with the highest inertial load. However, the highest inertial load yielded greater eccentric overload peaks in both sexes. Considering that the lowest inertial load increased the concentric power values, it offered less eccentric overload. The effect of the lowest inertial load did not differ from that produced by the intermediate load in women and it was less noted on the eccentric powers in men. It was therefore concluded that the intermediate load would be optimal for the proposed training.

In the second study, after completion of training a 13.5% gain in MVIC was found in men and not in women. However when this variable was expressed in values

related to the lean body mass, there was improvement in both sexes. The absolute values of the maximum dynamic strength improved to 12.3% in men and 9.1% in women. These gains were also noted with the lean body mass related values. There was an improvement for both sexes in P_{MEAN} but differed in the loads obtained, men had between 40-70% gain in maximum dynamic strength while women had only 50% and 60%. Regarding P_{PEAK} there was a 60% and 80% gain of maximum dynamic strength only for men. When power was related to lean body mass, P_{MEAN} gains were similar for both sexes with 50% and 60% of maximum dynamic strength. The same result was obtained for P_{PEAK} .

In functional fitness, changes were only observed in 2 of 3 evaluated tests for men (30 seconds sit-ups and stationary march) while in women there were no changes observed. The muscular mass increased to 3.5% in women and 2.9% in men. These gains and those noted for strength were reflected in an improved muscle quality which was expressed in all strength output for both sexes.

Conclusions: Results suggest that eccentric overload training using inertial resistance, firstly, improves maximum dynamic strength, power and muscular mass in both sexes. The maximal voluntary isometric contraction only improves in men. Secondly, it does not seem to be a proper method for improving functional fitness even if some variables improve in men. Thirdly it improves all strength values related to lean body mass in both sexes which reflects improvements in muscle quality.

1. INTRODUCCIÓN

En la década de los 90 aumentó la evidencia científica que relacionó la baja condición musculo-esquelética con mayor riesgo para la salud y hallazgos posteriores establecieron la importancia del rol que ejerce la masa muscular en la regulación endocrina, lo que ha llevado a que actualmente la fuerza muscular tenga un importante estatus como componente de la condición física saludable. En el caso de las personas mayores, la fuerza constituye un aspecto esencial dentro de la prescripción del ejercicio, por su papel preventivo frente a la sarcopenia y su importancia en la preservación de la autonomía y la funcionalidad en esta población, de allí la abundante cantidad de estudios sobre el tema.

Es más reciente el reconocimiento de las ventajas y posibilidades que tiene el ejercicio excéntrico como componente del entrenamiento de la fuerza, dado el importante rol que tienen las acciones musculares excéntricas en las respuestas a este entrenamiento. Actualmente el ejercicio excéntrico como potenciador de adaptaciones saludables es recomendado e implementado en rehabilitación, con enfermos crónicos y en ancianos frágiles, donde se ha comprobado su efectividad en el aumento de la fuerza, la masa muscular y la capacidad funcional.

Por lo anterior, se han desarrollado varios métodos y tecnologías orientadas a sobrecargar la fase excéntrica en los ejercicios de fuerza, entre las cuales se destaca la resistencia inercial, actualmente utilizada en ámbitos como la rehabilitación y el entrenamiento deportivo. Con esta tecnología se han demostrado resultados positivos en cuanto a ganancias de fuerza, potencia y masa muscular en distintas poblaciones, en periodos de tiempo más cortos que cuando se usan medios convencionales dependientes de la gravedad. No obstante, es una tecnología no muy explorada en mayores y en personas con salud comprometida, quizás por sus características y la naturaleza del esfuerzo que requiere el ejercicio, lo que podría hacerla parecer inapropiada.

Todo lo anterior motivó el presente estudio, pues si bien, la bibliografía es clara sobre el hecho que la fuerza mejora en personas mayores cuando se entrenan

contra diferentes medios de sobrecarga y los criterios de prescripción de ejercicio están contruidos principalmente en función de entrenamientos con pesas o máquinas de musculación, no hay precisiones en cuanto al uso de dispositivos de resistencia inercial para esta población y son escasos los resultados de investigación sobre este tema.

De allí que la pretensión de este estudio fuera aportar más evidencia sobre los efectos del ejercicio con sobrecarga excéntrica mediante resistencia inercial en mayores. Hasta donde se tiene conocimiento, este sería el tercer estudio que emplea tecnología inercial con personas mayores y como tal, el primero en indagar a la vez por respuestas en tres manifestaciones de la fuerza, capacidad funcional y masa magra. También está como valor adicional el hecho de acercar la población experimental a una tecnología infrecuente.

Lo aquí hallado reviste importancia por todo lo dicho en relación con las implicaciones individuales y sociales que tiene la sarcopenia y por sustentar una opción más de entrenamiento de la fuerza como medio para la prevención de este síndrome y otros problemas atribuibles a la disminución de la fuerza y la masa muscular.

2. ANTECEDENTES

2.1 Tipos de acciones musculares y sus características

El tejido muscular está conformado por una compleja subdivisión de estructuras desde los fascículos, las fibras, las miofibrillas, hasta llegar a la unidad contráctil más básica, el sarcómero (Kraemer y Vingren, 2007). En él se contienen las proteínas contráctiles actina y miosina, que al interaccionar creando puentes, producen contracción o tensión y dependiendo de la relación entre la fuerza generada y la resistencia a vencer, puede resultar en tres acciones posibles: acortamiento o alargamiento de las fibras o ausencia de cambio en su longitud (Knuttgen y Komi, 2003; Ratamess, 2012). En el primer caso hay altos niveles de tensión sin generación de movimiento y en el segundo se dan cambios en la longitud de los músculos y en el ángulo articular de las palancas, siendo ésta una de las funciones más importantes del tejido muscular.

Dentro de las opciones terminológicas establecidas para referirse al estado de actividad del músculo, se ha utilizado la expresión “*acción muscular*” precedida de adjetivos que indican el sentido en el que se produce la fuerza desarrollada por este tejido (Knuttgen y Kraemer, 1987; Faulkner, 2003). Esta revisión asumirá esa nomenclatura, en acuerdo con la terminología usada en textos de asociaciones académicas como el *American College of Sports Medicine - ACSM* (Ratamess, 2012) o la *National Strength and Conditioning Association - NSCA* (Kraemer y Vingren, 2007).

Actualmente está bien reconocida la definición de tres tipos de acciones musculares implicadas en la producción de fuerza: las acciones isométricas, las acciones concéntricas y las acciones excéntricas (Knuttgen y Komi, 2003). También se sabe que en las acciones excéntricas es donde mayor fuerza se puede producir, seguidas por las isométricas y las concéntricas, aunque la manifestación de esta cualidad está determinada, entre otros, por aspectos como la arquitectura muscular, la longitud de las palancas, la velocidad del movimiento, la técnica y el tipo de resistencia a vencer (Kraemer y Vingren, 2007). La interacción entre estos factores y las acciones musculares ha dado lugar a la construcción de otros conceptos relacionados como: isotónico, isocinético,

auxotónico, isoinercial, entre otros (Knuttgen y Komi, 2003; Ratamess, 2012) que no son objeto de análisis en esta revisión.

2.1.1 Las acciones musculares isométricas

El significado de la expresión *isométrico* se conforma del prefijo griego *iso* que significa igual y el vocablo *métrico* que alude a medida – longitud. Por su misma definición, en las acciones isométricas hay producción de tensión sin modificaciones evidentes en el ángulo articular ni en la longitud del músculo (Ratamess, 2012), por lo que desde el punto de vista físico no se ejecuta trabajo (Knuttgen y Komi, 2003) y esto generalmente ocurre porque la resistencia externa a la que se opone el músculo no es vencida por la fuerza que se aplica sobre ella (Kraemer y Vingren, 2007). El papel fundamental de las acciones isométricas está en la estabilización y mantenimiento de las posiciones corporales.

2.1.2 Las acciones musculares concéntricas

También se les ha llamado *miotónicas* o trabajo positivo (Faulkner, 2003), en ellas el músculo produce más fuerza que la resistencia que se quiere vencer y por esto se ocasiona el acortamiento de las fibras musculares, el acercamiento de las palancas y la reducción de los ángulos articulares (Knuttgen y Komi, 2003; Ratamess, 2012).

Las acciones concéntricas son las mejor tipificadas en la teoría de filamento deslizante de Huxley, (Kraemer y Vingren, 2007) que fue establecida desde mediados del siglo XX, confirmada en varios estudios posteriores (Huxley, 2004) y constituye la clásica explicación que se ha hecho desde la fisiología sobre los mecanismos moleculares de la contracción muscular. En ella se ha planteado que esta contracción concéntrica ocurre cuando el potencial de acción alcanza el sarcolema y los iones de calcio pasan del retículo sarcoplasmático a unirse a la troponina, que modula la tropomiosina y deja libres los sitios activos de la actina, donde las cabezas de la miosina se fijan provocando el deslizamiento de

la miosina sobre estos filamentos de actina, dando lugar al acortamiento del sarcómero (Knuttgen y Komi, 2003; Kraemer y Vingren, 2007).

2.1.3 Las acciones musculares excéntricas

Este tipo de acción muscular también se conoce como trabajo negativo, (Faulkner, 2003; Ratamess, 2012) que a su vez se define como aquel que se produce cuando el cambio en la longitud del músculo es opuesto al del vector de la fuerza muscular (Gerber et al., 2006). Debido al interés particular de este estudio sobre el papel de las acciones excéntricas en las adaptaciones al entrenamiento de la fuerza, a continuación se profundiza sobre este régimen de trabajo muscular.

Las acciones musculares excéntricas forman parte, tanto de los movimientos cotidianos como de los del entrenamiento; ocurren cuando la resistencia a vencer supera la fuerza desplegada por el músculo (Kraemer y Vingren, 2007; Meylan et al., 2008). Así, el trabajo se realiza mientras las fibras se elongan bajo tensión y en ese proceso, el músculo absorbe la energía mecánica y reduce la energía cinética. La primera puede ser disipada en forma de calor o conservarse como energía potencial elástica para la acción concéntrica siguiente, algo semejante a la acción de un resorte (Lindstedt et al., 2001; Roig et al., 2008).

Aunque la concepción de ejercicio excéntrico aparentemente es actual, según Lindstedt et al., (2001), las primeras evidencias sobre el tema datan desde finales del siglo XIX, cuando Flick en 1882 reportó que un músculo podía ejercer mayor fuerza al elongarse mientras estaba contraído. Sólo en la primera mitad del siglo XX, Hill, A.V (1938), describió que había una disminución en la liberación de energía durante este tipo de acción muscular. Posteriormente, a inicio de los años 50, tres estudios donde Hill hizo contribuciones conceptuales, reforzaron esta tesis y aportaron más evidencia sobre las particularidades del trabajo negativo: los estudios de Abbott et al., (1952) y de Abbott y Bigland (1953) donde se probó que el coste fisiológico del trabajo positivo expresado en el consumo de oxígeno, era mayor que el resultante para el negativo, en contraste con tasas más altas de trabajo observadas para este último. En el estudio de Bigland y

Lippold (1954) se encontró que durante un ejercicio isotónico, se presentaba una relación proporcional entre la activación electromiográfica y la tensión ejercida por los músculos de la pantorrilla, independientemente de la velocidad de ejecución; también, que dicha activación se diferenciaba durante las fases de contracción y alargamiento, siendo menor en esta última.

Según Lindstedt et al., (2001) la expresión excéntrico para aludir a este tipo de acción de alargamiento muscular, fue introducida en 1953 por Asmussen, significando una acción contraria al acortamiento del músculo o “*fuera de el centro*”. Los mismos autores indican que en las décadas siguientes, la fisiología del ejercicio se orientó en mayor medida a investigar sobre el trabajo concéntrico o isométrico, en tanto la función contráctil de la fibra muscular implica su acortamiento y para su estudio y comprensión este tipo de acciones musculares resultaron más pertinentes. Posteriormente, con el desarrollo de tecnología más fiable para medir los efectos del trabajo excéntrico, se confirmaron los resultados de esos estudios precursores (Hill, 1938; Abbott et al., 1952; Abbott y Bigland, 1953; Bigland y Lippold, 1954) y también se fundamentaron otras propiedades actualmente conocidas sobre este tipo de acción muscular (Hortobágyi, 2003).

Hacia finales de la década de los 80 e inicio de los 90 varios estudios realizados por la *National Aeronautics and Space Administration* (NASA) y el Instituto Karolinska de Suecia, establecieron la importancia de las acciones excéntricas en las adaptaciones al entrenamiento de la fuerza. Se indagó sobre si estas adaptaciones se daban indistintamente al tipo de acción muscular, o la combinación de concéntricas - excéntricas, o si se determinaban por una de las dos (Dudley et al., 1991). De este modo, Colliander y Tesch (1990) compararon el efecto de entrenar la fuerza del cuádriceps durante 12 semanas, en un trabajo solo concéntrico versus otro que incorporó ambas acciones musculares; se encontraron mayores ganancias porcentuales para el torque pico a varias velocidades angulares, salto vertical y la fuerza en 3 repeticiones máximas (3RM), para el grupo que se ejercitó combinando ambas acciones. También se sugirió que estas mejoras serían de tipo neuromuscular.

Por otra parte, Dudley et al., (1991a) en un diseño similar, incluyeron tres grupos: uno que se entrenó utilizando ambas acciones musculares, otro que sólo lo hizo concéntricamente y, a diferencia del trabajo antes referenciado (Colliander y Tesch, 1990), incluyeron un tercer grupo que también ejecutó sólo trabajo concéntrico, pero con el doble de la carga que su homólogo. En este estudio igualmente se encontró que las acciones excéntricas optimizan la intensidad del entrenamiento y mejoran las adaptaciones neurológicas a la fuerza. Por último Hather et al., (1991) publicaron los resultados del mismo estudio pero referentes a las adaptaciones musculares, concluyendo que las máximas tasas de síntesis proteica en el músculo expresadas en aumento del tamaño de las fibras solo son posibles cuando se incorporan acciones excéntricas en los ejercicios de fuerza.

En general existe acuerdo en la bibliografía al reconocer que las acciones excéntricas tienen características que las diferencian de las concéntricas y que a su vez llevan a potenciar el efecto de estas últimas. De hecho, en los estudios previamente referenciados se comprobó que hay mayor producción de fuerza en una contracción concéntrica precedida de una excéntrica, que una concéntrica sola (Colliander y Tesch, 1990; Dudley et al., 1991a). Esto podría ser debido a que las acciones excéntricas tienen como particularidad mecánica, la mayor contribución de los componentes elásticos en la unidad músculo-tendinosa, aumentando así el potencial de producción de fuerza para la contracción concéntrica siguiente, por la mayor utilización y almacenamiento de la energía elástica (Meylan et al., 2008; Roig et al., 2008). También se han descrito otras particularidades que se explican a continuación:

Menor coste energético: el trabajo de Abbott et al., (1952) referenciado anteriormente, fue un estudio clásico que demostró esta característica. Los autores conectaron dos bicicletas en sentido opuesto, de modo que dos sujetos pedaleaban realizando acciones musculares contrarias, uno de modo concéntrico y el otro frenándolo mientras realizaba trabajo excéntrico. A ambos se les midió el consumo máximo de oxígeno (VO_2max) y se encontraron menores valores durante el trabajo negativo en las distintas revoluciones en las que se pedaleó.

Otros estudios con tecnología más moderna verificaron lo propuesto por Abbott et al., pero sus diseños incorporaron ejercicios de fuerza. Dudley et al., (1991b) demostraron que el costo energético requerido para acciones concéntricas de los extensores de rodilla en varias repeticiones de un ejercicio en prensa de piernas, no aumentaba significativamente cuando se adicionaba la acción excéntrica y se hacía la flexo-extensión completa. En el mismo sentido, Caruso et al., (2003) evaluaron el costo energético a partir del VO_2 Pico y el trabajo ejecutado en un dispositivo de volantes inerciales, donde los sujetos ejercitaron la musculatura extensora de la rodilla en una acción concéntrica y en un ciclo completo incluyendo la fase excéntrica. Se encontró que al incluir las acciones excéntricas, se logró aumentar el trabajo realizado en 3600 Julios sin un mayor coste energético que el obtenido sólo para el trabajo concéntrico.

Según García-López, (2008) uno de los mecanismos descritos para explicar este menor coste energético, sugiere que en la contracción muscular, cuando se acaba la tracción al filamento grueso de actina, la desconexión de la cabeza de la miosina de los sitios activos de la actina, gasta ATP, asunto que en las acciones excéntricas ocurre con menos demanda de este sustrato, dado que se produce casi de modo automático mientras se da el alargamiento del sarcómero.

Patrón específico de funcionamiento neural: actualmente está reconocido que las acciones excéntricas tienen características particulares respecto al modo como el sistema nervioso regula su funcionamiento, en comparación con las concéntricas y las isométricas. Una primera particularidad tiene que ver con el patrón diferente de reclutamiento de unidades motoras mediante un tipo específico de activación neural: es sabido que el Principio de Henneman (*The Size Principle*) establece que el orden de reclutamiento de unidades motoras para responder a una contracción de intensidad progresiva, se da primero activando las fibras Tipo I rojas o lentas, luego las Tipo IIa u oxidativo-glucolíticas y por último las de Tipo IIx o glucolíticas (Milner et al., 1973). En el caso de las acciones excéntricas se identificó un patrón de reclutamiento diferente y del cual inicialmente algunos autores sugirieron como un “patrón invertido de activación”, donde, contrario a lo observado en las acciones concéntricas, se activarían primero las fibras IIx (Nardone et al., 1989; Enoka, 1996; Hortobágyi et al., 1996).

Sin embargo, esta hipótesis actualmente está siendo revisada, admitiéndose que el Principio de Henneman es el mismo para las acciones excéntricas, pero con la diferencia que la activación de las fibras Tipo IIx se haría de un modo más rápido y menos escalonado (Aagaard et al., 2000; Duchateau y Baudry, 2013).

La segunda particularidad se refiere a una estrategia diferenciada del Sistema Nervioso Central (SNC) al programar y ejecutar una acción excéntrica en comparación con la concéntrica. Esto fue demostrado por primera vez en un estudio de Fang et al., (2001) quienes hicieron electroencefalografía (EEG) de los lóbulos frontal y parietal y a la vez electromiografía en los flexores del codo, mientras se realizaban movimientos de flexo-extensión. Se encontró una mayor actividad cortical durante las acciones excéntricas, en contraste con una baja actividad electromiográfica. Por tanto, las áreas corticales que fueron monitorizadas parecen procesar una mayor cantidad de información sensorial, inducida por mecanismos reflejos a partir del estiramiento de los músculos; dicha información estaría más relacionada con la función de los husos musculares y órganos tendinosos de Golgi. En general, en el estudio se demostró que el cerebro ejecuta las acciones excéntricas con un procesamiento de información diferente al de las concéntricas.

La tercera particularidad respecto al patrón neural, se refiere a la activación de un menor número de unidades motrices durante una acción excéntrica, frente a una concéntrica similar, esta puede ir entre un 35 y un 60% menos y se refleja en una baja actividad electromiográfica, asunto que ha sido observado en diferentes estudios y para distintos grupos musculares (Bigland y Lippold, 1954; Westing et al., 1991; Enoka, 1996; Hortobágyi, 1996; Fang et al., 2001). Se ha planteado que esto es debido a una imposibilidad del SNC para activar completamente las unidades motoras implicadas, como parte de un mecanismo inhibitorio orientado a proteger las estructuras contráctiles frente a altos niveles de tensión presentes en este tipo de acción muscular (Hortobágyi, 1996; Aagaard et al., 2000). También se ha sugerido que la menor activación electromiográfica refleja la intervención de los componentes elásticos de las fibras musculares, principalmente los filamentos de titina (Lindstedt et al., 2001; Roig et al., 2008).

Con todo lo anterior, las acciones excéntricas pueden producir altos niveles de fuerza con una menor activación muscular.

Mayores picos de fuerza: esta característica, según algunos artículos de revisión (García-López, 2008; de Souza y de Paz, 2012), fue reportada por primera vez en un estudio clásico de Doss y Karpovich en 1965, quienes mediante dinamometría isocinética encontraron valores de fuerza excéntrica superiores en un 40% a las acciones concéntricas y 14% a las isométricas. Desde entonces, varios estudios usando distintos medios han demostrado que para diferentes formas de ejercicios, durante las acciones excéntricas hay mayor producción de fuerza en comparación con las concéntricas (Colliander y Tesch, 1990; Westing et al., 1991). Hollander et al., (2007) determinaron las diferencias de fuerza máxima dinámica entre las acciones concéntricas y excéntricas para seis ejercicios diferentes en hombres y mujeres jóvenes; se usaron máquinas de musculación aislando cada una de las fases de los movimientos y se evaluaron acciones con miembros superiores e inferiores. Se encontró mayores valores de fuerza excéntrica que concéntrica para todos los ejercicios testeados, gran variabilidad inter-ejercicios en las diferencias de fuerza y un mayor ratio excéntrico / concéntrico para las mujeres.

Los posibles sustentos para la generación de mayores picos de fuerza excéntrica no son del todo claros, pero se tiende a explicar desde el mecanismo de reclutamiento de fibras musculares antes descrito, que permite incorporar preferentemente fibras tipo IIx y una mayor implicación de las propiedades visco-elásticas del músculo (Hortobágyi et al., 1996; Meylan et al., 2008), lo que también se ve reflejado en un retraso en la aparición de la fatiga (García-López, 2008; Ratamess, 2012). Lo anterior y el reducido coste energético permiten optimizar la intensidad del entrenamiento y generar mayor carga de trabajo en este tipo de acción muscular (Meylan et al., 2008; Roig et al., 2008).

Daño muscular y dolor muscular de aparición tardía: existe consenso en reconocer que cargas excéntricas agudas, muy altas o repetitivas, son causantes de daño en las estructuras musculares y del tejido conectivo (Enoka, 1996; Paulsen et al., 2010). Una de las posibles razones se atribuye a la consecuencia

del menor reclutamiento de fibras característico de este tipo de acción muscular, en contraposición a una mayor carga mecánica, además del hecho que las fibras tipo IIX han mostrado ser más susceptibles a la rotura de sus proteínas contráctiles ante cargas excéntricas excesivas (McHugh, 2003). De este modo, el costo de generar una mayor cantidad de fuerza con menos unidades motoras reclutadas ocasionaría la ruptura de los sarcómeros tanto en los filamentos de actina y miosina como los filamentos intermedios de titina y nebulina o la rotura de discos Z. Se provoca entonces una respuesta inflamatoria tardía como reacción para la reparación del daño. Se da la síntesis de prostaglandinas y leucotrienos y son movilizados neutrófilos, monocitos y agua hacia las zonas afectadas, de modo que todo el material liberado al espacio extracelular y las células inflamatorias, activan los nociceptores, ocasionando dolor muscular tardío (McHugh, 2003; Paulsen et al., 2010). Este también se ha asociado con pérdida de fuerza isométrica y dinámica, así como reducción en el rango de movimiento y en la actualidad se investiga si los mecanismos reparadores del daño muscular llevan a la adhesión de células satélite a las fibras dañadas (García-López, 2008).

El fenómeno del “Repeated Bout Effect”: se ha documentado sobre un fenómeno protector en el músculo, denominado como efecto de esfuerzo repetido o *Repeated Bout Effect* (RBE por sus siglas en inglés) y consiste en que, después de un ejercicio excéntrico que genera daño muscular, las sesiones posteriores de los mismos ejercicios no producen el mismo daño y se recupera la fuerza muscular (McHugh, 2003). Esto se considera como una adaptación frente a nuevas cargas de estas características.

McHugh (2003) compila información de distintos estudios sobre tres posibles teorías que intentan explicar el RBE, la primera es la *Teoría de la Adaptación Neural* que sugiere respuestas en el patrón de reclutamiento de fibras para el siguiente estímulo, de modo que se incorporan fibras adicionales a la acción muscular lo que en términos del autor: “hay una mejor distribución de la carga de trabajo entre las fibras”. La segunda es la *Teoría de la Adaptación Mecánica* que sugiere el aumento en la rigidez muscular dinámica y pasiva (*stiffness*) como respuesta a una alta carga excéntrica y que deriva en adaptaciones a nivel del

cito-esqueleto a modo de protección de la fibra muscular. Por último, se menciona la *Teoría de la Adaptación Celular* que plantea como respuesta al daño muscular la adición de sarcómeros en serie y adaptaciones a las respuestas inflamatorias.

Posteriormente a esa publicación, Kamandulis et al., (2010) observaron que un ejercicio excéntrico agudo que indujo daño muscular en los extensores de la rodilla, al ser repetido luego de dos semanas, tenía una rápida recuperación en los marcadores de daño muscular (creatinkinasa), pero no ocurrió lo mismo en la máxima activación voluntaria isométrica y con sobre-estimulación eléctrica (*superimposed*). Con esto los autores sugirieron que los mecanismos adaptativos del RBE parecen residir en el interior del músculo y no a nivel neural.

Otros estudios realizados con varones y mujeres jóvenes (García-López et al., 2007; Fernández-Gonzalo et al., 2011) y con personas mayores, (Jiménez et al., 2008) probaron el efecto de entrenamientos excéntricos de corta duración frente a la manifestación del RBE. En los hombres jóvenes, luego de un entrenamiento de 6 semanas se observó que en comparación con la primera sesión, el ejercicio agudo afectaba menos la capacidad de salto, también hubo disminución en el dolor muscular tardío, menores niveles en los marcadores moleculares de daño muscular y una menor activación del factor nuclear kappaB (NF-kB) en células mononucleares (García-López et al., 2007). En hombres mayores, antes del entrenamiento se observó que el ejercicio excéntrico agudo, activó el NF-kB y la expresión de varios genes relacionados con la inflamación en las células mononucleares, posteriormente fue menor tras un entrenamiento excéntrico de 8 semanas, sugiriéndose que el envejecimiento no es un factor que limite estas adaptaciones como el RBE; aunque los autores recomiendan más estudios para confirmarlo (Jiménez et al., 2008).

En las mujeres jóvenes parecen existir diferencias en cuanto a estas adaptaciones, toda vez que luego de un entrenamiento de 4 semanas y un nuevo estímulo excéntrico agudo, el RBE sólo se manifestó en la reducción del dolor muscular lo que podría ser reflejo de una menor respuesta inflamatoria; contrariamente, en el segundo momento del estudio no se observó un efecto

protector frente a la reducción de la fuerza isométrica y la potencia pico (Fernández-Gonzalo et al., 2011). De los últimos tres estudios citados se concluye que estos entrenamientos pueden proporcionar más protección, principalmente en los hombres, frente a una repetición de la carga que produjo el daño muscular inicial.

Por otra parte, un reciente estudio (Gorianovas et al., 2013) sugiere que el RBE es diferente al comparar población joven versus niños y adultos mayores, donde en los dos últimos grupos parece existir más resistencia al daño muscular. No obstante, el RBE sigue siendo un tema en estudio y donde aun subsisten muchos pendientes de investigación.

Hasta hace algo más de una década se afirmaba que pocos estudios se habían centrado sobre las posibilidades del ejercicio excéntrico, justamente por el riesgo de producir daño muscular (LaStayo et al., 2000) y a éste se atribuía un mayor potencial de desarrollo de fuerza e hipertrofia. Sin embargo, Flann et al., (2011) realizaron un entrenamiento excéntrico de 8 semanas, en dos grupos de jóvenes de ambos sexos con similares características, uno de ellos con familiarización previa y que no experimentó daño muscular a lo largo de la intervención; el segundo grupo sin dicha adaptación previa y que experimentó daño muscular hasta 4 semanas después de iniciado el entrenamiento. Se encontraron ganancias similares en volumen muscular y fuerza para ambos grupos, con lo cual se sugirió que el daño muscular no parece ser una condición necesaria para obtener hipertrofia, por lo que ésta sería atribuible más a un efecto acumulativo de la carga.

2.2 La fuerza y sus formas de manifestación

La fuerza es una magnitud física que puede ser definida desde distintos contextos, en el caso de la fisiología está aceptado ligar esta noción con la función muscular. En las distintas definiciones de fuerza las fuentes bibliográficas en inglés frecuentemente utilizan tres términos que no deben usarse como sinónimos: *Force*, *Strength* y *Resistance*. El primero se refiere a la "Tensión"

como función primaria de los músculos, el segundo a la resultante de la misma, o sea la “Fuerza” propiamente dicha y la expresión *Resistance* alude más a los medios que llevan a la manifestación de las dos primeras y significando “ejercicio contra resistencias”.

Así, varios autores han asociado la fuerza con la máxima tensión que pueda ser desarrollada por los músculos (Corbin et al., 2008; Dwyer y Davis, 2008) y ésta, al interrelacionarse con parámetros cinemáticos, lleva a obtener una amplia cantidad de valores para la fuerza, dado que esta cualidad resulta específica para el tipo de contracción (estática o dinámica), acción muscular (concéntrica o excéntrica), velocidad de movimiento y ángulo articular (Knuttgen y Komi, 2003; Dwyer y Davis, 2008). Entonces la fuerza se puede definir como la máxima tensión generada por un músculo o grupo muscular en un determinado patrón de movimiento, según la velocidad establecida y las acciones musculares involucradas (Knuttgen y Komi, 2003; Ratamess; 2012).

Se han realizado clasificaciones de la fuerza que la subdividen según la implicación que tengan las variables que la determinan, asunto en el cual las nomenclaturas algunas veces varían entre autores. No es propósito de esta revisión hacer un reconocimiento exhaustivo. Sólo nos referiremos a tres manifestaciones generales que están bien concertadas en la bibliografía, que atañen a la condición física relacionada con la salud y que son: la fuerza máxima, la potencia y la resistencia de la fuerza.

2.2.1 La fuerza máxima

Se define como la capacidad para movilizar una carga límite en un determinado ejercicio, a una velocidad de contracción específica y a través de un esfuerzo igualmente máximo (Ratamess, 2012). En el caso de una acción muscular dinámica, se expresa objetivamente en la máxima cantidad de peso que puede ser movilizado en una repetición máxima (1RM) para un ejercicio determinado. En todo caso representa el límite de la capacidad del ejecutante en el movimiento específico y también se ha definido como fuerza absoluta (Dwyer y Davis, 2008). La fuerza máxima igualmente suele expresarse relacionada al peso corporal o a la masa magra, con el fin de realizar comparaciones entre individuos o sexos, en este caso se hace alusión a la fuerza máxima relativa (Ratamess, 2012).

Por otra parte, también se ha definido un componente de fuerza máxima estática o isométrica, consistente en la máxima capacidad para producir tensión frente a una resistencia insuperable (Brown y Weir, 2001) y expresaría los valores y unidades que reflejen esa tensión, lo que a su vez depende del dispositivo utilizado para su evaluación.

Evaluación de la fuerza máxima: un método universalmente aceptado para evaluar la fuerza máxima dinámica es la determinación del peso máximo que puede ser movilizado una sola vez en un determinado movimiento: 1RM (Murray et al., 2007). Esta medida ha demostrado una alta reproductibilidad test – retest con coeficientes de correlación intraclase que van entre 0,79 y 0,99 (Ratamess, 2012) y es importante como referente de carga, pues entorno a su valor se establecen los porcentajes para entrenar o evaluar esta manifestación de la fuerza e incluso la potencia. Su evaluación puede hacerse progresivamente o también se han diseñado ecuaciones de regresión con el fin de estimar dicho valor desde ejecuciones con cargas inferiores. Aunque dichas estimaciones, según la población o grupo muscular en que se emplee, tienen el inconveniente de una posible subestimación o sobre-estimación de la RM (Brown y Weir, 2001; Ratamess, 2012).

Por su parte, la fuerza máxima isométrica se evalúa en condiciones estáticas con posiciones y ángulos articulares estandarizados, principalmente donde se dé la máxima producción de tensión; cuantificarla requiere el empleo de dispositivos como dinamómetros, células de carga, plataformas de fuerza o máquinas isocinéticas. Se considera que en un tiempo de 5 segundos se puede alcanzar el máximo pico de la fuerza, realizando tres intentos con un minuto de descanso entre estos (Brown y Weir, 2001).

2.2.2 La Potencia muscular

Desde la perspectiva de la física, la potencia es igual al trabajo realizado dividido por el tiempo empleado para realizarlo, o su equivalente, el producto de la fuerza por la velocidad (Haff y Nimphius, 2012). En el campo del *fitness* la potencia muscular caracteriza la relación inversa entre la fuerza que un músculo puede generar y la velocidad a la que puede ser desplegada. La fuerza disminuye a medida que la velocidad aumenta y viceversa; esta relación puede ser expresada gráficamente en una curva fuerza-velocidad (Kraemer y Vingren, 2007). No existe total acuerdo entre los autores frente a la carga en la cual se expresa la máxima potencia muscular (Haff y Nimphius, 2012) y para el caso de personas mayores, Sayers (2008) indica que la potencia pico típicamente ocurre al 70% de 1RM y una máxima velocidad de contracción se daría con cargas más bajas (40% de 1RM). Esto último está en la misma dirección de lo planteado por Marques et al., (2013) que lo sitúan aproximadamente entre el 30 – 60% de la fuerza isométrica pico y entre el 30 – 50% de 1RM.

Ratamess (2012) clasifica la potencia como una de las habilidades relacionadas con los componentes del *fitness*, junto a otras como la agilidad, la velocidad, el tiempo de reacción, el equilibrio y la coordinación e indica que el desarrollo de esta capacidad tiene implicaciones tanto en la mejora de la fuerza como de los componentes de velocidad de los movimientos. La potencia actualmente es considerada un importante componente del *fitness* por las probadas relaciones con la capacidad funcional, especialmente de personas mayores (Corbin et al., 2008; Marques et al., 2013).

Evaluación de la potencia muscular: esta manifestación de la fuerza suele ser evaluada en el campo mediante saltos verticales cuantificándose mediante ecuaciones que incluyen el tiempo de vuelo. En el laboratorio se emplean dispositivos como la dinamometría isocinética, plataformas de fuerza o de contacto y transductores de posición. En el caso de estos últimos es posible registrar valores de potencia a diferentes cargas de 1RM (Brown y Weir, 2001).

La potencia está expresada en vatios y dependiendo del método de evaluación y el modo como se registre la información, se puede expresar como potencia pico, que sería el máximo valor alcanzado en un momento determinado del movimiento, o potencia media, que sería el promedio de los registros logrados a lo largo del movimiento y según la frecuencia de muestreo del dispositivo empleado.

2.2.3 La resistencia a la fuerza

Existe consenso en los autores al relacionar esta manifestación de la fuerza con la capacidad de prolongar en el tiempo un trabajo de este tipo (Dwyer y Davis, 2008). La resistencia a la fuerza se define como la aptitud del músculo para mantener el rendimiento y resistir la fatiga en un esfuerzo de carácter submaximal (Ratamess, 2012; Corbin et al., 2008). Otros autores se refieren a esta manifestación de la fuerza como “Resistencia Muscular” (Dwyer y Davis, 2008).

Evaluación de la resistencia a la fuerza: en esta se valora la capacidad de un determinado grupo muscular para realizar un esfuerzo repetitivo y según el tipo de prueba, la ejecución puede variar en su intensidad. La resistencia a la fuerza suele evaluarse realizando el máximo de repeticiones en un tiempo determinado venciendo una carga estándar o una establecida sobre la base de la RM individual (Ratamess, 2012).

2.3 Fuerza, masa muscular y salud

En el segundo quinquenio del siglo pasado las asociaciones entre el nivel de actividad física y la salud establecidas por la epidemiología, inicialmente repercutieron más hacia la condición cardiovascular y potenciación del gasto energético (Paffenbarger et al., 2001). Conforme a esto, según Bouchard, (2001) la declaración del ACSM de 1978 como hito importante en los consensos sobre prescripción de ejercicio para la salud, recomendó para el desarrollo y mantenimiento de la condición física en adultos sanos, intensidades entre 60 y 90% de la frecuencia cardiaca de reserva, una frecuencia de 3 – 5 días por semana y duración por sesión de 15 – 60 minutos. En general se exhortaba hacia actividades que utilizaran grandes grupos musculares y no se profundizaba en lo relativo a la fuerza. Esta declaración se revisó en 1990 (ACMS, 1990) manteniendo estos criterios de prescripción, pero precisando en que se enfocaban en la aptitud física y la resistencia cardiorrespiratoria y que la condición física relacionada con la salud podría alcanzarse con otras dosis diferentes.

Posteriormente fue precisado el concepto Condición Física Relacionada con la Salud (*Fitness Health Related*) como: “*La capacidad para llevar a cabo las tareas diarias con vigor y estado de alerta, sin fatiga excesiva y con energía suficiente para disfrutar de las actividades de ocio y responder ante emergencias imprevistas*” (Bouchard et al., 1994) y hubo nuevas recomendaciones del *Centers for Disease Control and Prevention – CDC* y del ACSM sobre actividad física para la salud pública, que redujeron el protagonismo de la aptitud física, basados en evidencia que demostró que la actividad física de intensidad moderada generaba mayores beneficios para la salud que la de alta intensidad (Pate et al., 1995). Con esto se dio importancia a las actividades cotidianas como potenciadoras del gasto energético y las alusiones a la fuerza muscular seguían siendo muy generales y no constituían parte importante de las recomendaciones de la época (Pate et al., 1995; Bouchard, 2001).

Cabe anotar que en esa década hubo un aumento en la evidencia científica, que relacionó la baja condición musculoesquelética con mayor riesgo para la salud (Mazzeo et al., 1998) y también se desmitificó el entrenamiento de la fuerza en contextos de salud, especialmente en personas mayores (Frontera et al., 1988; Fiaratone et al., 1990). De este modo, en 1998 el ACMS realizó una nueva declaración (Pollock et al., 1998) donde se reconoció el potencial que representa para la salud la práctica regular del ejercicio físico y donde la fuerza muscular adquirió un mayor estatus; se mencionó que este tipo de entrenamiento debe ser parte integral de un programa de acondicionamiento físico en adultos sanos y que debe hacerse a una intensidad suficiente para mejorar la fuerza y la masa libre de grasa. Paralelamente se publicó el pronunciamiento del ACSM sobre ejercicio y actividad física para adultos mayores (Mazzeo et al., 1998), que igualmente incluyó un apartado relativo a la fuerza muscular, exponiendo la necesidad de ejercitación de esta capacidad por la incidencia de la sarcopenia y las asociaciones con la capacidad funcional, que expondremos más adelante. Se reconocen las posibilidades de adaptación a este tipo de entrenamiento y sus bondades para implementarse en esta población.

En el 2002 se publica otra directriz específica sobre entrenamiento de la fuerza en adultos sanos (Kraemer et al., 2002), que define los modelos de progresión, profundiza en los principios del entrenamiento, precisa los tipos de fuerza a entrenar, parámetros de carga, ejercicios y medios. En este documento se refieren a la potencia y la resistencia muscular local, como aspectos saludables de este tipo de entrenamiento y hay un apartado relacionado a las personas mayores. Ya en el 2007 hay un pronunciamiento conjunto del ACSM y la *American Heart Association* -AHA (Nelson et al., 2007; Haskell et al., 2007), donde un consenso de expertos revisó la evidencia científica producida después de las directrices de salud pública del CDC de 1995 y puso al día estas recomendaciones ampliando la frecuencia a 5 días, 30 minutos de actividades de moderadas a vigorosas, para acumular entre 450 y 750 METS semanales de gasto energético; también se introdujeron recomendaciones sobre actividades de fuerza muscular dos días de la semana no consecutivos, todo esto como cantidad mínima recomendada y adicional a las actividades de la vida diaria; la declaración insta a estar siempre por encima de estos mínimos.

En el 2009 de nuevo el ACMS actualizó el pronunciamiento específico sobre entrenamiento de fuerza para la salud hecho en 2002 y lo respaldó en evidencia más fuerte con un mayor número de ensayos clínicos; además de esto se incluyeron extensamente dos apartados, uno sobre entrenamiento de la potencia y el segundo sobre modelos de progresión para el entrenamiento de fuerza en adultos mayores, esto en respuesta a las nuevas tendencias sobre el tema (Ratamess et al., 2009). Simultáneamente también se produjo otro documento con orientaciones de ejercicio físico para personas mayores, también profundizando en el componente de fuerza e incluyendo la potencia, este actualizó las directrices específicas para esta población publicadas en 1998 y 2007 junto a la AHA (Chodzko-Zajko et al., 2009). Por último, en el 2011 hubo nuevas directrices del ACSM actualizando todos los pronunciamientos anteriores ampliando su base bibliográfica e incluyendo recomendaciones hacia otras formas de ejercicio como equilibrio coordinación y entrenamiento propioceptivo (Garber et al., 2011).

Actualmente está aceptado que un pobre *fitness* muscular se relaciona con mayor mortalidad por todas las causas (FitzGerald et al., 2004) y obtenerlo o preservarlo coadyuva en el control de peso, disminución del dolor de espalda baja, reducción del riesgo de osteoporosis y un efecto preventivo frente a enfermedades crónicas y metabólicas (Kraemer et al., 2002). Este cambio en las concepciones sobre el entrenamiento de la fuerza y su orientación hacia una condición física saludable tiene fundamento en el avance del conocimiento sobre el rol de la masa muscular en la salud y el bienestar. En tal sentido, se hará referencia a dos importantes implicaciones que son interdependientes: la sarcopenia y las funciones del músculo como órgano endocrino e inmunitario y su papel en el metabolismo.

2.3.1 La emergencia de la sarcopenia

El concepto sarcopenia fue propuesto por Rosemberg para referirse a la pérdida de masa muscular relacionada con el envejecimiento (Rosemberg, 1989). Este término surge de las expresiones Griegas 'sarx': carne y 'penia': pérdida, aceptándose en la actualidad su utilización pero con modificaciones en la definición inicial. En el 2010, el *Grupo Europeo de Trabajo sobre la Sarcopenia en Personas de Edad Avanzada* (EWGSOP por sus siglas en inglés) propuso nuevos criterios de diagnóstico y recomendó adicionar a la baja masa muscular el estado de funcionalidad de la misma, expresado en la fuerza o la performance motora. También se definieron tres estadios de diagnóstico: pre-sarcopenia, sarcopenia y sarcopenia severa, con base en un algoritmo que valora el estado de la relación entre masa y función muscular según el tipo de pruebas utilizadas (Cruz-Jentof et al., 2010).

La sarcopenia se atribuye a la interacción de múltiples factores, pero el primero en mediar es el envejecimiento. Se ha establecido que la masa muscular se empieza a perder aproximadamente desde los 45 años a razón de 1.9 y 1.1 kilogramos por década, en hombres y mujeres respectivamente; dicha pérdida afecta más a los miembros inferiores y tiende a ser progresiva con la edad (Jansen, 2000). Frontera et al., (2000) tras 12 años de seguimiento a un grupo de hombres aparentemente sanos de 65,4 años, encontró disminución de un 29% en la fuerza medida isocinéticamente y del 14,7% en el área de sección transversal del cuádriceps, también un menor número de capilares por fibra. No obstante, los autores sugirieron que la variabilidad de los cambios entre individuos, en cuanto a tamaño de músculo y tipo de fibra, es amplia, por lo que estas reducciones pueden ser más agudas en sujetos desaconicionados o enfermos.

Las disminuciones de masa muscular y fuerza concomitantes con el envejecimiento también se han explicado por la atrofia selectiva de las fibras tipo IIx, por apoptosis de moto-neuronas (Deschenes, 2004; Trappe, 2009; Marzzeti et al., 2010). También por los cambios en la regulación hormonal (Szulc et al.,

2004), la disminución en el consumo calórico y proteico y el aumento en la actividad de los mediadores inflamatorios (Deschenes, 2004; Raj et al., 2010). A esto se suman los cambios en la arquitectura muscular relacionados con alteraciones en la longitud y el ángulo de penación de los fascículos, los cuales se reducen con la edad (Raj et al., 2010). Por otra parte, el descenso en el nivel de actividad física cumple un doble rol siendo a la vez causa y consecuencia de este síndrome.

Los efectos de la sarcopenia afectan a todas las manifestaciones de la fuerza y principalmente en su componente concéntrico. Esta afectación se refleja especialmente en la disminución de la potencia, la velocidad de la marcha, el incremento en el riesgo de caídas y la reducción en la capacidad para desarrollar tareas de la vida diaria (Deschenes, 2004; Raj et al., 2010), lo cual tiene implicaciones en la funcionalidad de las personas mayores, especialmente para su calidad de vida al aumentar el riesgo de discapacidad y dependencia (Jansen et al., 2002; Cruz-Jentof et al., 2010). Todo esto es factor de preocupación para los sistemas sanitarios de los países por el alto costo económico y social que se genera.

Otro concepto importante para la valoración de la función muscular y relacionado con la sarcopenia es el de *Calidad Muscular* (Barbat et al., 2012), que establece la relación entre el músculo y la fuerza por unidad de masa muscular. Esta relación se puede hacer con la fuerza máxima o la potencia y en términos de salud es útil para la valoración del riesgo de discapacidad, aunque todavía no hay consenso en un método estandarizado y puntos de corte que determinen ese riesgo.

2.3.2 El músculo esquelético y su función endocrina e inmunitaria

En la última década el enfoque sobre la función muscular que la ligaba a la contracción y la producción de movimiento se amplió, para indagar otras propiedades e implicaciones de este tejido en la homeostasis (Pedersen, 2011). Sobre esto, en principio sólo se reconocía el rol que el músculo ejercía en la regulación del metabolismo energético a través de la oxidación de la glucosa y

los lípidos, sin embargo, estudios recientes han confluído en atribuir una función endocrina y paracrina al tejido muscular, en tanto se ha encontrado que produce proteínas denominadas mioquinas (Interleucinas 6, 8 y 15 entre muchas otras) cuya función es de tipo hormonal (Febbraio y Pedersen, 2005; Pedersen y Febbraio, 2008). La secreción de mioquinas está ligada a la contracción muscular por lo que el ejercicio es un factor potenciador de su producción y estas a su vez, también guardan relación con el sistema inmunitario, en tanto regulan a las adipoquinas (Proteína Estimuladora de Acilación -ASP, TNF- α , IL-6, Resistina) en procesos pro y anti-inflamatorios (Pedersen y Pedersen, 2005).

Se ha establecido que la inflamación crónica es responsable de problemas para la salud como la resistencia a la insulina, aterosclerosis, neurodegeneración, formación de tumores y todo lo que secundariamente esto conlleva (Pedersen et al., 2000; Brandt y Pedersen, 2010) y en cierto modo la acumulación excesiva de grasa visceral juega un papel importante, en tanto desde allí se producen adipoquinas pro-inflamatorias. Por lo mismo, el ejercicio físico ejerce un efecto anti-inflamatorio y otros específicos sobre la grasa visceral, atribuible en buena medida a la acción de las mioquinas. Estas trabajan localmente en el músculo y ejercen efectos sobre vías de señalización involucradas en la oxidación de las grasas y el consumo de la glucosa, además de la modulación de procesos inflamatorios antes mencionados (Febbraio y Pedersen, 2005; Pedersen y Pedersen, 2005).

La IL-6 es una de las mioquinas más estudiadas (Febbraio y Pedersen, 2005; Pedersen y Febbraio, 2008), es producida tanto en el tejido muscular como en el graso y dependiendo del proceso metabólico, puede asumir funciones pro o anti inflamatorias. La isoforma secretada por el tejido muscular es anti-inflamatoria, incluso estimula la producción de otras citocinas con función similar como las IL-1ra y la IL-10; además regula la inflamación aguda e inhibe los niveles circulantes de TNF- α contrarrestando la resistencia a la insulina (Brandt y Pedersen, 2010). Varios estudios han comprobado su sensibilidad al ejercicio (Febbraio y Pedersen, 2005; Pedersen, 2011). También se ha dicho que otras interleucinas como la IL-8 y la IL-15 son especialmente sensibles al entrenamiento de fuerza (Pedersen y Febbraio, 2008). Además de las mioquinas mencionadas, otras

como el Factor Neurotrópico Derivado del Cerebro (BDNF), el Factor de Crecimiento Fibroblástico 21 (FGF-21) y la Visfatina, también cumplen funciones que favorecen la respuesta inmunitaria (Pedersen, 2011).

En conclusión, el envejecimiento en sí mismo predispone a cierto estado de inflamación y si se combina con el sedentarismo y la obesidad se adiciona un aumento de adipoquinas pro-inflamatorias, que ligado a la disminución en la producción de mioquinas, desencadena en muchos de los problemas de salud que afectan en esta etapa de la vida como diabetes, aterosclerosis, síndrome metabólico, cáncer entre otros (Pedersen et al., 2000). De allí la importancia del rol que juega el ejercicio y dentro de este, el que desempeña el tejido muscular como regulador endocrino e inmunitario (Febbraio y Pedersen, 2005; Pedersen, 2011).

2.3.3 Evaluación de la masa muscular

Por todo lo anteriormente expuesto, también se han desarrollado métodos de evaluación de la composición corporal que determinan la masa libre de grasa (MLG) y específicamente la masa muscular. Tradicionalmente esto se había hecho a través de la antropometría y la bioimpedancia eléctrica, que son frecuentemente empleados tanto en la práctica clínica como en los estudios epidemiológicos y son un método alternativo para la evaluación diagnóstica y la cuantificación de la masa muscular (Cruz-Jentof et al., 2010).

No obstante, la antropometría y la bioimpedancia eléctrica tienen algunas limitaciones para la determinación de la masa muscular, porque evalúan sobre la base de un modelo de composición corporal de dos compartimentos: masa grasa y MLG que asume constancia en la proporción de agua, proteínas y minerales en la MLG cuando éstos pueden verse afectados por factores como la edad, el sexo, la etnia, causas genéticas, entre otros (Andreoli et al., 2009). También debe asegurarse que las condiciones de medición sean estandarizadas, pues de no ser así, se podrían cometer errores que comprometerían la precisión y confiabilidad de la estimación de la masa muscular (Heyward, 2001), ya que por ejemplo, la bioimpedancia eléctrica puede

afectarse en función del estado de hidratación del evaluado (Andreoli et al., 2009; Cruz-Jentof et al., 2010). Asimismo debe considerarse el hecho que tales estimaciones de la MLG se hacen mediante ecuaciones de regresión, con las limitantes presentes cuando el evaluado no tiene las mismas características de la población de referencia con la que se construyó tal ecuación (Heyward, 2001).

En general se acepta que los métodos de imagen son más precisos para la medición de la masa muscular siendo la Tomografía Axial Computarizada (TAC) y la Resonancia Magnética Nuclear (RMN) los más usados y precisos; pero estos métodos tienen el inconveniente de su alto coste, mayor tiempo para la medición y en el caso del TAC, la alta exposición a la radiación (Andreoli et al., 2009). Actualmente un método bien aceptado para contextos clínicos e investigativos es la Absorciometría Dual de Rayos X (DXA por sus siglas en Inglés), originalmente diseñado para medir la masa ósea, pero cada vez más usado para evaluar la composición corporal. El dispositivo utiliza una fuente que genera rayos X de energía dual, un detector y una interfase conectada a un sistema computarizado que obtiene las imágenes del área explorada. De este modo se determinan tres tipos de tejido: graso, magro y óseo, que se logra según la densidad de cada uno (Andreoli et al., 2009).

La evaluación por DXA resulta más precisa que la antropometría y la bioimpedancia (Heyward, 2001; Andreoli et al., 2009; Cruz-Jentof et al., 2010), es menos costosa y más rápida que la RMN y el TAC, además evita exposiciones innecesarias a dosis altas de radiación (Hansen et al., 1999; Andreoli et al., 2009), también se ha comprobado una alta correlación con el TAC (Visser et al., 1999) y presenta alta fiabilidad cuando se emplea en personas mayores (Chen et al., 2007).

2.3.4 Entrenamiento de la fuerza con fines de salud

En las tres últimas décadas aumentaron significativamente las publicaciones sobre efectos del entrenamiento de la fuerza para la salud. Rhea et al., (2003) hicieron un meta-análisis sobre la relación dosis - repuesta para el desarrollo de la fuerza muscular; incluyeron 140 estudios que tuvieron medidas pre y post. Se concluyó que los sujetos entrenados ganan fuerza ejercitándose al 80% de 1 RM, 2 días a la semana, 4 series y los no entrenados al 60% 1RM, 3 días a la semana, igualmente con 4 series. Se confirma que la magnitud de las ganancias es inversa al nivel de entrenamiento previo de los sujetos.

Por su parte Kraemer y Ratamess (2004) revisaron los fundamentos del diseño de programas de entrenamiento de fuerza según los objetivos y la condición individual, haciendo énfasis en algunos conceptos sobre la progresión del entrenamiento muscular. Su revisión es valiosa por el nivel de detalle con el que se exponen criterios relacionados con selección de ejercicios, orden de éstos, estructura de las sesiones, carga (volumen, pausas, velocidad de las ejecuciones) frecuencia y principios para la progresión del entrenamiento. Se plantearon métodos para entrenar fuerza, potencia y resistencia muscular, así como para lograr hipertrofia y según el nivel de entrenamiento del ejecutante: novatos, intermedios y avanzados. En general se recomiendan ejercicios multiarticulares con acciones concéntricas y excéntricas, frecuencias de 2 - 3 (novatos), 2 - 4 (intermedios) y 4 - 6 días semanales (avanzados). Intensidades entre 50 - 70% (novatos) 70 - 80% (intermedios) y 70 - 100% de 1RM (avanzados) que varían en dependencia del objetivo del entrenamiento. Además se incorporan otros datos pormenorizados como el orden de los ejercicios, la velocidad en la ejecución y la duración de las pausas, también según las clasificaciones mencionadas.

Posteriormente y de un modo más general, fueron promulgadas las recomendaciones hechas por el ACSM y la AHA quienes propusieron realizar entre 8 - 10 ejercicios en dos o más días no consecutivos por semana, usando grupos musculares grandes y utilizando sobrecargas que induzcan la fatiga

luego de realizar de 8 – 12 repeticiones por cada ejercicio (Nelson et al., 2007; Haskell et al., 2007).

El planteamiento más actual para el entrenamiento de la fuerza con fines de salud son las directrices del ACSM realizadas en 2011 (Garber et al., 2011). Se recomienda como frecuencia óptima ejercitar cada grupo muscular 2 – 3 veces por semana, usando variedad de medios de entrenamiento para ejercer la resistencia a vencer (pesas libres, máquinas de musculación, elásticos, lastres, entre otros) y / o el peso corporal. En cuanto a la sesión, no se establece un tiempo óptimo de duración como parámetro de mayor efectividad, se recomiendan 2 – 4 series para mejorar la fuerza y la potencia en la mayoría de los adultos y se considera que una sola serie puede ser efectiva en el caso de quienes comienzan a ejercitarse o personas mayores de edad muy avanzada; también, dos series son efectivas para mejorar la resistencia muscular. Las pausas sugeridas son de 2 – 3 minutos entre series y 48 horas entre sesiones para cualquier grupo muscular.

Se mantiene la recomendación de 8 – 12 repeticiones para mejorar la fuerza y la potencia en la mayoría de los adultos; se considera que 10 – 15 repeticiones son efectivas para mejorar la fuerza en adultos de mediana edad y adultos mayores que comienzan en el ejercicio y se recomiendan 15 – 20 repeticiones para mejorar la resistencia muscular. Sobre la intensidad, ésta se propone con base a 1RM, de modo que el 80% de 1RM (intensidad alta o muy alta) se sugiere para mejorar la fuerza en personas entrenadas y con experiencia, el 60% – 70% (intensidad moderada - alta) para principiantes o ejecutantes de nivel intermedio y el 50% de 1RM (intensidad baja - moderada) para mejorar la resistencia muscular. También se refieren a cargas del 40% – 50% de 1RM (intensidad baja - muy baja) como beneficiosas para mejorar la fuerza en personas sedentarias que comienzan un programa de entrenamiento de la fuerza. Sobre la progresión, se recomienda que esta sea gradual hacia una mayor sobrecarga a través de más repeticiones por serie y / o el aumento de la frecuencia (Garber et al., 2011).

2.4 Envejecimiento, fuerza y capacidad funcional

El proceso de envejecimiento conlleva diversidad de cambios fisiológicos en órganos y sistemas, que en conjunto pueden afectar la funcionalidad de las personas mayores, siendo especialmente drástico en lo que respecta a la masa muscular y la fuerza. A continuación en la tabla 1 se resumen los cambios característicos del envejecimiento en cuanto a composición corporal y el significado que tienen en la funcionalidad de las personas mayores:

| Variables | Cambios típicos | Significado para la funcionalidad |
|--------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Talla. | ↓ talla aproximadamente 1 cm por década durante los 40 - 50 años acelerándose después de los 60 años, y es mayor en mujeres. Compresión de los discos vertebrales; ↑ la curvatura torácica. | Cambios vertebrales pueden perjudicar la movilidad y otras tareas diarias. |
| Peso | Peso ↑ constantemente durante la 3ª 4ª y 5ª década de vida hasta los 70 años cuando declina. Cambios relacionados a la edad en peso e IMC pueden enmascarar ganancia de grasa / pérdida de músculo. | Una rápida ↓ de peso en la vejez puede indicar un proceso de enfermedad. |
| Masa Libre de grasa | ↓ 2% – 3% por década desde los 30 – 70 años. La pérdida de proteína corporal total y potasio probablemente reflejan la pérdida de tejido metabólicamente activo (ej: músculo). | Masa Libre de grasa parece ser un importante regulador fisiológico. |
| Masa y tamaño muscular | ↓ masa muscular total después de los 40 años y se acelera después de los 65 – 70 (las piernas pierden músculo más rápido). ↓ cantidad y tamaño de fibras (principalmente tipo II) en los músculos de las extremidades. | Las pérdidas en masa muscular y fibras tipo II se traduce en ↓ de velocidad y potencia. |
| Calidad Muscular | ↑ contenido de lípidos y colágeno. ↑ contenido de fibras tipo I paralelo a ↓ de las tipo II. ↓ picos máximos de fuerza. ↓ capacidad oxidativa /kg músculo. | Los cambios pueden estar relacionados con debilidad muscular y resistencia a la insulina. |
| Distribución regional de grasa | ↑ masa grasa hacia 3ª 4ª y 5ª década, con una acumulación preferencial en la región visceral (intra-abdominal) especialmente en hombres. Después de los 70 años, ↓ grasa (todos los sitios). | La acumulación de grasa visceral está ligada con enfermedad cardiovascular y metabólica. |
| Densidad ósea | Picos de masa ósea se da a mediados de la segunda década. ↓ DMO 0.5% o más por año, después de los 40 años. Las mujeres tienen pérdida desproporcionada de masa ósea después de la menopausia (2% - 3% por año). | Osteopenia (1 – 2,5 desviaciones estándar en relación con controles jóvenes) elevado riesgo de fracturas. |

↑: Aumento. ↓: Disminución. IMC: Índice de Masa Corporal. DMO: Densidad Mineral Ósea.

Tabla 1 - Cambios en la composición corporal propios del envejecimiento (Tomado y *adaptado* de Chodzko-Zajko et al., 2009).

De acuerdo con lo expuesto en la tabla 1, los cambios en la funcionalidad que comprometen la manifestación de la fuerza se reflejan en la capacidad funcional

de las personas mayores. El resumen de esa afectación se presenta en la tabla 2:

| Variables | Cambios típicos | Significado para la funcionalidad |
|----------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Fuerza y potencia muscular | ↓ fuerza concéntrica, isométrica y excéntrica desde los 40 años y se acelera después de 65 – 70 años. ↓ fuerza de miembros inferiores en mayor proporción a la de los superiores. ↓ potencia a un ritmo mayor que la fuerza. | Los déficits de fuerza y potencia son predictores de discapacidad y mayor riesgo de mortalidad en personas mayores. |
| Resistencia muscular | ↓ la resistencia. El mantenimiento de la tensión a una intensidad relativa dada puede ↑ con la edad. No son claros los efectos de la edad sobre los mecanismos de la fatiga y dependen de la tarea realizada. | No es claro, pero puede afectar la recuperación en tareas cotidianas repetitivas. Cambios en equilibrio y movilidad sensorial, cambios motores y cognitivos alteran la biomecánica (estar sentado, de pie, locomoción). Estos cambios + limitaciones ambientales pueden afectar equilibrio y movilidad. Deterioro del equilibrio ↑ miedo a caerse y ↓ actividad física diaria. |
| Rendimiento y control motor | ↑ tiempo de reacción. ↓ velocidad de movimientos simples y repetitivos. Se altera control de los movimientos de precisión. Las tareas complejas se afectan más que las simples. | Mayor impacto en el AVD instrumental y ↑ el riesgo de lesión y el tiempo de aprendizaje de tareas. |
| Flexibilidad y ángulo de movilidad articular | ↓ significativas para la cadera (20%–30%), columna vertebral (20%–30%), y flexión del tobillo (30%–40%) hacia los 70 años, especialmente en mujeres. ↓ elasticidad de músculos y tendones | La pobre flexibilidad puede incrementar el riesgo de lesión, caídas y dolor de espalda baja. |
| Cinemática de la marcha | La velocidad preferida de marcha es más lenta. La longitud de zancada más corta, duración más larga en el doble apoyo. ↑ variabilidad de la marcha. Estas diferencias propias de la edad se exageran cuando se perturba el equilibrio. | Implicaciones para la función física y el riesgo de caídas. |
| Capacidad para subir escaleras | ↓ altura máxima de los pasos, esta es una medida que refleja integralmente la fuerza de las piernas en coordinación con la activación muscular y el equilibrio dinámico. | Implicaciones para la movilidad y la exigencia física en las AVD. |

↑: Aumento. ↓: Disminución. AVD: Actividades de la Vida Diaria

Tabla 2 - Cambios propios del envejecimiento en la fuerza y la funcionalidad (*Tomado y adaptado de Chodzko-Zajko et al., 2009*).

La relación entre fuerza y capacidad funcional en personas mayores se ha asociado a tareas motoras como levantarse y sentarse en una silla, la marcha, la agilidad y el equilibrio dinámico, entre otros. En general el concepto de capacidad funcional empleado por Rikli y Jones (2001), alude a la habilidad física

para realizar las tareas de la vida diaria, de modo seguro e independiente y sin fatiga excesiva. Es similar al del ACSM en 1990 sobre condición física relacionada a la salud, pero desde estas autoras adquiere importancia por definir componentes a evaluar y ejercitar en las personas mayores.

Más allá de lo conceptual, la asociación entre la capacidad funcional y la fuerza en personas mayores se ha reconocido desde lo hallado en estudios correlacionales, hasta los efectos comprobados en diseños experimentales. En el primero de los casos, se ha establecido que hay relación entre la fuerza evaluada isocinéticamente y la velocidad de la marcha (García et al., 2011) y a su vez la fuerza es un importante predictor del tiempo de caminata en ambos sexos, después de ajustar por edad, raza / etnia, peso y altura (Ostchega et al., 2004). También, bajos niveles de fuerza medidos por presión manual, baja velocidad de la marcha y baja fuerza en extensores de rodilla, se relacionan con un alto riesgo de discapacidad (Guralnik et al., 1995; Vermeulen et al., 2011). Además, son bien conocidas las asociaciones entre la potencia y la fuerza isométrica de extensores de rodilla cuando se relativiza al peso corporal, con el tiempo para levantarse de una silla (Skelton et al., 1994).

Por otra parte, la Fuerza de Presión Manual (FPM) es un indicador a menudo usado por sus asociaciones con diferentes manifestaciones de la fuerza, en especial en personas mayores. Aadahl et al., (2006) en un estudio transversal con 3.471 daneses de ambos sexos entre 19 y 72 años, encontraron una correlación de 0,75 entre la FPM y la potencia de extensores de rodilla; algo similar hallaron Norman et al., (2010) con la fuerza de la misma musculatura en personas con cáncer ($r = 0,75$ en hombres y $r = 0,59$ en mujeres); datos similares se han encontrado en evaluaciones de miembros superiores e inferiores en dinamometría isocinética con personas mayores (Mandalidis et al., 2010). La FPM, entre varias asociaciones, principalmente se reconoce como un reflejo del estado general de la fuerza (Schlüssel et al., 2008; García et al., 2011), de la condición nutricional (Norman et al., 2010) y se asocia con un mayor riesgo de caídas y de pérdida de la autonomía funcional en personas de edad avanzada (Moreland et al., 2004; Pijnappels et al., 2008).

En general, desde hace casi un par de décadas varios estudios encontraron que en las personas mayores la capacidad funcional mejora tras el entrenamiento de fuerza (Fiaratone et al., 1990; Skelton et al., 1994, 1995) y eso se ha ido enfocando especialmente en las alcanzadas con los programas orientados a mejorar la potencia (Macaluso y De Vito, 2004; Bottaro et al., 2007)

2.4.1 Entrenamiento de la fuerza en personas mayores

El entrenamiento de la fuerza en personas mayores es una tarea importante y el interés en su estudio, según Marques et al., (2013) se dió desde la década de los 90, cuando las primeras investigaciones indagaron las características de la evolución de la fuerza y el comportamiento de sus distintas manifestaciones en dependencia de la edad y el sexo. Dos referentes importantes del inicio en la investigación sobre este tema son los estudios de Frontera et al., (1988) y Fiaratone et al., (1990) cada uno con más de 1800 citaciones en artículos científicos.

En el primero de estos estudios (Frontera et al., 1988), un entrenamiento de 3 meses, 3 veces por semana al 80% de 1RM, en hombres entre 60 - 72 años, produjo mejoras del 8,5 y 18,5% en la fuerza isocinética de los flexores y extensores de rodilla respectivamente, e incrementos de más del 100% para la RM. Uno de los hallazgos más importantes para la época, fue la hipertrofia del cuádriceps femoral, encontrándose incrementos significativos, tanto del área de sección transversal (CSA por sus siglas en Inglés) del cuádriceps, como en el área de las fibras musculares obtenidas por biopsia. Por su parte, Fiaratone et al., (1990) entrenaron 3 veces por semana durante 2 meses a ancianos frágiles mayores de 90 años, mediante extensiones del cuádriceps, encontrando incrementos clínicamente significativos en CSA del 10,9%, mejoras en la movilidad funcional y ganancias en la fuerza superiores al 170%.

Numerosos estudios han abordado el tema y hay disponible directrices y consensos de expertos fundamentados en la revisión de la evidencia existente (Chodzko-Zajko et al., 2009; Garber et al., 2011), de modo que en las recomendaciones de la AHA y el ACSM establecidas en el 2007 (Nelson et al.,

2007; Haskell et al., 2007) y su posterior actualización por Chodzko-Zajko et al., (2009) como pauta del ACMS para personas mayores, o las directrices generales del 2011 de la misma institución (Garber et al., 2011), se establecen criterios claros sobre la programación del entrenamiento de fuerza en este grupo de edad.

Se propone realizar de 8 -10 ejercicios que involucren los principales grupos musculares, con una frecuencia de 2 veces por semana en días no consecutivos y con resistencias que permitan hacer de 12 – 15 repeticiones, y 15 – 20 para mejorar la resistencia muscular. El carácter del esfuerzo basado en una escala de percepción subjetiva de 10 puntos es de moderado -5 a 6 puntos- a alto -7 a 8 puntos- (Nelson et al., 2007; Haskell et al., 2007) o intensidades del 40 – 50% de 1RM para mejorar la resistencia muscular, o del 20 – 50% de 1 RM para mejorar la potencia (Garber et al., 2011). Se sugieren medios como pesas de distinta masa, máquinas de musculación, dispositivos neumáticos, bandas elásticas o subir escaleras (Chodzko-Zajko et al., 2009). En el mismo sentido los autores dan la opción de un entrenamiento de alta intensidad en adultos mayores con suficiente aptitud y experiencia y que trabajen en entornos supervisados. Para el caso de entrenamientos de potencia, Tschopp et al., (2011), en un meta-análisis, observaron que la mayoría de los estudios utilizaron sesiones de entrenamiento con 2 - 3 series de 8 - 12 repeticiones, tres veces por semana durante un período de 8 - 16 semanas, con un máximo de 24 semanas, todo lo anterior a una alta velocidad y baja carga que estaba entre 40 – 75% de 1-RM.

En una revisión de Marques et al., (2013) sobre 6 bases de datos abarcando estudios originales con entrenamientos para mejorar la fuerza muscular y la potencia en personas mayores y publicados entre 1982 y 2012, se discutió que las recomendaciones del ACSM están dadas a partir de datos que incluyen sujetos de distintas condiciones clínicas y se aplican distintos protocolos de evaluación, por lo que la intensidad calculada desde parámetros diversos incrementa la discrepancia entre los estudios y la reproductibilidad de los datos. Los autores indican que el porcentaje de fuerza donde se alcanza mayor velocidad es aproximadamente al 30% de la fuerza isométrica pico y entre el 30 – 50% de 1RM y por lo que, para maximizar la potencia mecánica, recomiendan una carga entre 40 – 60% y 60 – 75% de 1RM, para extremidades superiores e

inferiores respectivamente, dado que la carga externa necesita ser específica para el tipo de entrenamiento. Por último, discuten sobre el desentrenamiento, tema muy importante por las dinámicas normales de las personas mayores cuando participan de programas de ejercicios (viajes, incapacidades, asuntos familiares, etc.), señalando que poco se sabe de sus efectos en esta población, y menos frente a condiciones clínicas específicas.

2.4.2 Efectos del entrenamiento de la fuerza en personas mayores

En este epígrafe resulta ilustrativo abordar los efectos del entrenamiento de fuerza en mayores, desde lo publicado en revisiones sistemáticas y en meta-análisis:

Latham et al., (2004) realizaron una revisión sistemática sobre el entrenamiento progresivo de la fuerza usado en rehabilitación de personas mayores; incluyeron 62 ensayos clínicos con grupo control y un total de 3672 sujetos que tenían diferente condición clínica, y con diferentes tipos de intervenciones. Se encontró que este tipo de entrenamiento tiene un gran efecto sobre la fuerza, pero éste es pequeño o moderado sobre algunas limitaciones funcionales y la evidencia no es suficiente para indicar que se mejoran los niveles de discapacidad física. Sugieren que quizás deba combinarse con otras formas de entrenamiento (ej: equilibrio) y prestar atención a otros factores que contribuyen a la discapacidad, como la autoeficacia, la motivación y la adherencia. Los datos no permitieron una evaluación adecuada de los riesgos asociados a este tipo de entrenamiento, ya que pocos estudios reportaron los eventos adversos o hicieron seguimiento de los mismos. Por último, los autores llamaron la atención sobre la baja calidad metodológica de los estudios por ausencia de características de diseño que aumentaran la validez interna de sus resultados (ej: aleatorización, doble ciego) y recomiendan cautela al concluir sobre estos resultados, pues los efectos del entrenamiento progresivo podrían estar sobre-estimados.

Por su parte, Steib et al., (2010) hicieron un meta-análisis de estudios que comparaban múltiples grupos de personas mayores que recibían distintas dosis de entrenamientos de fuerza. No obstante, la cantidad de estudios fue limitada y

los autores relativizaron los resultados a parámetros, grupos musculares y población específica incluida en esos estudios. Se encontró que la evidencia es fuerte respecto a que entrenamientos de alta intensidad (entre el 60 – 80% de 1RM) producen mejoras en la fuerza máxima; también, que bajas intensidades de entrenamiento posiblemente son suficientes para iniciar mejoras neuromusculares y parece requerirse altas intensidades para lograr hipertrofia. La evidencia es moderada cuando se trata de mejorías en la funcionalidad, aunque ésta se evalúa mediante diversas pruebas y los autores explican que no siempre las mejoras de la fuerza son verificables de este modo. La evidencia es conflictiva cuando se mira el efecto de diferentes intensidades sobre la resistencia muscular, pudiendo influir las diferencias entre poblaciones estudiadas y el volumen total del entrenamiento.

Sobre el tipo de entrenamiento, los autores (Steib et al., 2010) mencionan que la potencia muestra alta correlación con la capacidad funcional, más de lo que ocurre con la fuerza. Por lo tanto, un entrenamiento de este tipo sería más efectivo que el entrenamiento progresivo de la fuerza para mejorar la potencia, que optimizaría la capacidad funcional, aunque aclaran que el nivel de evidencia es moderado. Respecto al entrenamiento excéntrico, los autores indican que la evidencia está en conflicto, dado que sólo dos estudios fueron incluidos en el meta-análisis y tienen métodos de sobrecarga excéntrica y resultados divergentes.

Sobre el entrenamiento funcional (*Functional-task Resistance Training*) Steib et al., (2010) mencionan que este entrenamiento de fuerza favorece actividades de la vida diaria (AVD) como subir escaleras, o la velocidad de caminar, sin embargo no hay suficiente información sobre cómo se da en otras tareas cotidianas, aunque no parece que sea superior al entrenamiento de pesas si bien es positivo para las AVD. Por otra parte, se indica que la evidencia es limitada en relación con la frecuencia de entrenamiento y no hay claridad sobre mejores efectos si ésta es una, dos, o tres veces semanales. Se necesitan más investigaciones para proporcionar conclusiones respecto a la dosis más adecuada y el tipo de entrenamiento de fuerza para mejorar el rendimiento físico de los adultos mayores.

Dos recientes meta-análisis de Peterson et al., sobre los efectos del entrenamiento de fuerza en personas mayores, indagaron la influencia de dicho entrenamiento sobre la manifestación de la fuerza en miembros superiores e inferiores (Peterson et al., 2010) y sobre la MLG (Peterson et al., 2011). En el primero tuvieron por objetivo examinar los efectos de este ejercicio ejecutado en distintos grupos musculares (miembros superiores e inferiores) a través de múltiples regímenes de dosificación y sus resultados sobre la fuerza. Se incluyeron 47 estudios que cumplían los criterios y en total reunieron 1079 sujetos de ambos sexos con rango de edad entre 50 y 92 años (edad promedio $67,4 \pm 6,3$ años). Se observó una fuerte asociación entre el entrenamiento de fuerza y mejoras significativas de esta capacidad en miembros superiores y aun mayor en los inferiores. Se observaron ganancias promedio de 29% en la prensa de piernas, 33% en la extensión de la rodilla, 24% en el *press* de pecho y 25% en tirón de polea o *lat pull*, lo que confirma el valor que esto tiene para la prevención o tratamiento de las disminuciones en la función muscular relacionadas con la edad y para la prevención de la discapacidad.

En el segundo meta-análisis (Peterson et al., 2011), los autores indican que hasta la fecha (2011) los efectos del entrenamiento de fuerza sobre la MLG eran tratados de modo secundario en los estudios y los pocos meta-análisis referidos al tema resultaban contradictorios, por lo que se propusieron determinar estos efectos sobre la MLG en personas mayores de ambos sexos. En el análisis final se incluyeron 49 estudios que eran ensayos clínicos o cuasi-experimentos en personas mayores de 50 años (1328 en total) con edades entre 50 – 83 años (edad promedio $65,5 \pm 6,5$) y donde se midiera la MLG bien fuera por hidrodensitometría, pletismografía o DXA. Los autores concluyeron que hay una asociación sólida entre el entrenamiento de fuerza para todo el cuerpo y el incremento de MLG, de modo que después de una media de 20,5 semanas, en ambos sexos se presenta un efecto significativo equivalente a aumentos de 1,1 kg de MLG; sin embargo, no fue posible analizar a otros cambios, como la CSA de la fibra, el volumen muscular, diferenciación en la concentración de células satélite, o cambios en el ángulo penación o la longitud sarcómero, aspectos morfológicos fundamentales que se asocian a la capacidad funcional.

Respecto al entrenamiento de la potencia, Tschopp et al., (2011) hicieron un meta-análisis comparando los efectos de entrenamientos de fuerza a baja velocidad versus los que incluían velocidades más altas y donde participaron personas mayores. Incluyeron ensayos aleatorios o ensayos con asignaciones diferentes clasificando 11 estudios que vincularon a 377 casos. Encontraron un efecto entre pequeño y mediano sobre las respuestas funcionales a favor del entrenamiento de potencia al compararse con el de fuerza convencional, aunque con un intervalo de confianza muy amplio, lo cual podría hacerlo clínicamente irrelevante. Sobre la seguridad de este entrenamiento no pudieron concluir por el bajo número de participantes. No obstante, parece existir consenso entre distintos autores (Steib et al., 2010; Liu 2011; Reid 2012; Marques et al., 2013) sobre la indiscutible asociación entre potencia y capacidad funcional así como las posibilidades que tiene el transferir estos efectos en la reducción del riesgo de discapacidad física en personas mayores.

2.5 Rol del ejercicio excéntrico en el entrenamiento de la fuerza con fines de salud

Desde hace algo más de una década a partir de la evidencia científica, antes comentada, sobre las ventajas y posibilidades de las acciones excéntricas (Colliander y Tesch, 1990; Dudley et al., 1991a; 1991b; Hather et al., 1991) éstas se han incluido en el entrenamiento de la fuerza con fines más amplios que los del rendimiento deportivo. Lo que en este ámbito se usaba por medio de multisaltos (pliometría), ahora y a través de otros recursos, es de amplia aplicación para contextos como la rehabilitación (Gerber et al., 2006; Roig et al., 2008) y el *fitness* y puede catalogarse como una tendencia actual del entrenamiento de la fuerza.

Hoy se sabe que como respuesta al entrenamiento, las acciones excéntricas demuestran una alta capacidad adaptativa del músculo (Lindstedt et al., 2001), mejoran las adaptaciones neurológicas a la fuerza (Dudley et al., 1991a; Hortobágyi et al., 2001) y que se producen incluso a baja intensidad y en un corto

periodo de tiempo (Hortobágyi et al., 2001). Además, se gana más fuerza y masa muscular, porque al reclutar mayor número de fibras tipo IIx hay posibilidad de cargas elevadas y momentos de fuerza más altos que favorecerían la adición de sarcómeros en serie (Roig y Ranson 2007; Reeves et al., 2009). También, un régimen de entrenamiento excéntrico limita o anula el mecanismo inhibitorio que protege la musculatura e impide una alta activación muscular frente a cargas máximas, permitiendo activar más fibras y desarrollar mayor cantidad de fuerza (Aagaard et al., 2000). Además se ha documentado un mayor efecto cruzado del entrenamiento cuando éste es predominantemente excéntrico (Hortobágyi et al., 1997).

Otros efectos se observan en distintos estudios: Brandenburg y Docherty, (2002) en un estudio con hombres jóvenes mostraron que un entrenamiento con sobrecarga excéntrica de 9 semanas produjo mayor aumento de fuerza máxima en los extensores del codo que uno convencional, aunque sin cambios en CSA. Además, LaStayo et al., (2000) encontraron que 8 semanas de cicloergometría excéntrica en jóvenes sanos, fueron efectivas para mejorar la fuerza isométrica en piernas y aumentar el tamaño de las fibras musculares, con la misma energía requerida para el trabajo concéntrico, sin producir lesión y con muy poco dolor muscular. Inclusive, Hortobágyi et al., (2001) encontraron que 7 sesiones de entrenamiento con sobrecarga excéntrica en mujeres jóvenes, donde dos grupos hicieron el mismo volumen distribuido de modo que uno se ejercitó convencionalmente y el otro recibía dicha sobrecarga, produjeron ganancias en este último en la fuerza isocinética excéntrica, la fuerza máxima isométrica y en 3RM, todo esto asociado a cambios en la activación del músculo.

Una mirada más general a los beneficios del entrenamiento excéntrico se muestra en un trabajo de Roig et al., (2009) quienes hicieron una revisión sistemática con meta-análisis sobre los efectos del ejercicio excéntrico en comparación al concéntrico en adultos saludables, concluyendo que la ganancia de fuerza global y masa muscular, es mayor que cuando se hace concéntrico; aunque el grado de especificidad de las adaptaciones al tipo de acción muscular y velocidad de movimiento es igualmente mayor, por lo que de todos modos es importante no desligarlo de las acciones concéntricas.

Las asociaciones más reconocidas del ejercicio excéntrico están establecidas en el ámbito de la rehabilitación, donde se ha utilizado su potencial en el acondicionamiento de personas con salud comprometida (Roig et al., 2008). Lindstedt et al., (2001) plantean que la combinación de dos de las particularidades de las acciones excéntricas las hacen fisiológicamente fundamentales frente a sus aplicaciones para la salud: el que el costo energético para la contracción excéntrica sea inusualmente bajo con menores demandas en el consumo de oxígeno (Lastayo et al., 1999) a pesar de la magnitud de la fuerza producida. Esto ayudaría a explicar la alta capacidad adaptativa del músculo como consecuencia del ejercicio excéntrico crónico.

Desde hace algo más de una década, varios autores (Hortobágyi et al., 1996, 2001, 2003; LaStayo et al., 2000), plantearon esto como una oportunidad para la rehabilitación de enfermos crónicos, personas con problemas ortopédicos, déficits neuromusculares, afectados por problemas pulmonares, cardiacos y ancianos con estado de fragilidad y dependencia. De hecho los estudios sobre los efectos de la utilización del ejercicio excéntrico son más abundantes en cuanto a sus aplicaciones preventivas y terapéuticas. En éstos se han informado efectos positivos en el tratamiento y rehabilitación de la tendinopatía patelar (Gerber et al., 2006; Visnes y Bahr, 2007) y otras lesiones de miembros inferiores (Roig y Ranson, 2007) aunque una revisión sistemática de Wasielewski y Kotsko (2007) sugiere que, si bien, la evidencia muestra que resulta útil para el tratamiento de tendinitis de miembros inferiores, no es contundente sobre la superioridad frente a otros métodos.

Asimismo, otros estudios han indagado sobre los mismos efectos en personas afectadas por distintas enfermedades y un referente de esta línea de trabajo ha sido el grupo de LaStayo PC, quienes implementaron la cicloergometría excéntrica como método. De este modo, Marcus et al., (2008) aplicaron un programa de 16 semanas 3 veces / semana de 20 - 30 minutos al 60% de frecuencia cardíaca máxima en diabéticos mayores de 50 años, encontrando incrementos en CSA del cuádriceps y cambios en la composición corporal, efecto beneficioso frente a la enfermedad. También 12 semanas con este mismo

dispositivo en personas con enfermedad de Parkinson promovieron ganancias de fuerza, masa muscular y movilidad (Dibble et al., 2006) y este mismo método fue considerado factible en un estudio preliminar realizado con personas mayores débiles, sobrevivientes de cáncer, induciendo mejoras en la fuerza y la movilidad (Lastayo et al., 2010). Otro programa similar pero de 5 semanas, mejoró la funcionalidad en personas de mediana edad afectadas por enfermedad coronaria, sin generar complicaciones musculoesqueléticas (Steiner et al., 2004). Recientemente se ha propuesto que una sola frecuencia semanal de 30 minutos de ejercicio excéntrico durante 8 semanas en mujeres jóvenes, tiene efectos favorables en indicadores de riesgo cardiovascular, al elevar la tasa metabólica basal, la oxidación de lípidos e influir sobre otros parámetros bioquímicos (Paschalis et al., 2011).

Acerca del mismo tema Roig et al., (2008), hicieron una revisión sistemática que incluyó estudios entre 1966 y 2006, donde participaron pacientes con diferentes tipos de enfermedad y se buscaba determinar la eficacia y adecuación del ejercicio excéntrico para restaurar la función músculo-esquelética y saber si hay características comunes y específicas de la enfermedad que lo determinen. Se revisaron 9 bases de datos con programas de un mínimo 4 semanas, con frecuencias de dos días semanales y 2 series de 10 repeticiones para fuerza o 20 minutos para resistencia, los pacientes de al menos 18 años. Se utilizó la escala PEDro (*The Physiotherapy Evidence Database*). Se concluyó que el entrenamiento excéntrico puede usarse con seguridad para restaurar la función músculo-esquelética en pacientes con algunas enfermedades crónicas específicas, no se obtuvo consenso sobre un programa tipo y se advirtió sobre la dificultad de extrapolar resultados y recomendaciones clínicas para la estandarización de este ejercicio señalándose la necesidad de hacer mucha más investigación al respecto.

Por otra parte, aunque muchas de las condiciones crónicas de salud antes mencionadas que se favorecen con el entrenamiento excéntrico se presentan en personas mayores, la relación con el envejecimiento también ha sido estudiada. LaStayo et al., (2003) determinaron si un entrenamiento excéntrico de 11 semanas 3 veces por semana entre 10 – 20 min por sesión, podría limitar o

incluso revertir la sarcopenia, la discapacidad y las limitaciones funcionales relacionadas con la sarcopenia, en ancianos frágiles. Se lograron ganancias en fuerza sin efectos adversos como dolor muscular o alteraciones miofibrilares y se hallaron cambios en CSA de las fibras en el vasto externo y en general se redujo de mayor a menor el riesgo de caídas. Con esto, Se consideró que el ejercicio excéntrico puede ser una importante medida para compensar las alteraciones musculares y revertir significativamente la pérdida de independencia funcional en este grupo.

Una de las muchas explicaciones a las posibilidades del ejercicio excéntrico en personas mayores está relacionada con la preservación de este componente de la fuerza (excéntrica) aún en esta etapa de la vida. Roig et al., (2010) realizaron otra revisión sistemática en la que concluyen que la evidencia sugiere un conjunto de tres posibles mecanismos que condicionan dicha preservación, por la interconexión de componentes neurológicos, mecánicos y celulares. Primero, relacionados con la disminución de la activación agonista o incremento de la antagonista durante la contracción concéntrica; segundo, el incremento del tejido conectivo y la rigidez muscular pasiva atribuida a la edad y tercero, la preservación, aún en la vejez, de la tensión durante la elongación de las fibras musculares.

2.5.1 Entrenamiento de la fuerza con sobrecarga excéntrica

El entrenamiento de la fuerza en un régimen estrictamente excéntrico es bastante complejo y poco frecuente por las dificultades técnicas que supone establecer dicha sobrecarga (Hortobágyi et al., 2001). También, cuando se usan medios tradicionales de entrenamiento como pesas libres y máquinas de musculación, soportar cargas máximas en cada una de las fases, está limitado por la capacidad de producir fuerza en la fase concéntrica y resulta previsible que las cargas movilizadas excéntricamente sean muy bajas comparado con el potencial de producción de fuerza en este tipo de trabajo muscular (Hortobágyi et al., 2001; Brandenburg y Docherty, 2002; Reeves et al., 2009). Según Berg y Tesch (1998) para todo ejercicio de fuerza, la fatiga es mayor en las acciones concéntricas que las excéntricas y estas últimas suponen tan solo una sexta parte del consumo de energía.

Por esto, en el entrenamiento de fuerza se ha recurrido a varios métodos para procurar una sobrecarga excéntrica, como controlar y diferenciar la velocidad del movimiento en cada una de las fases del ejercicio (Brandenburg y Docherty, 2002; Gillies et al., 2006; Bottaro et al., 2007; Marques et al., 2012), el uso de asistencia por terceras personas o dispositivos en la movilización de la carga durante la fase concéntrica (Hollander et al., 2007; García-López et al., 2007; Jiménez et al., 2008; Reeves et al., 2009; Fernandez-Gonzalo et al., 2011) o medios más utilizados en investigación como los dinamómetros isocinéticos (Coliander y Tesch, 1990; Hortobágyi et al., 1996, 2001). Es claro que solo dispositivos específicamente creados para aislar o sobrecargar la fase excéntrica pueden asegurar un efecto mayor, asunto que ha estado casi reservado al laboratorio. Por esto, la posibilidad de favorecer otros ámbitos ha estado limitada y se ha recomendado diseñar dispositivos excéntricos que puedan ser utilizados en los centros de rehabilitación clínica (Roig et al., 2008). A continuación se reseñan algunos de los dispositivos desarrollados para el refuerzo de la fase excéntrica en ejercicios de fuerza:

2.5.2 Dispositivos para el entrenamiento excéntrico de la fuerza

Desde la década de los 90 se han publicado estudios encaminados a validar dispositivos que permitan optimizar la carga en la fase excéntrica de los movimientos. El precursor de ellos fue el *Flywheel Exercise Device* (FWED) que fue desarrollado por Berg y Tesch (1994) - ver figura 1 - el cual es utilizado en el presente estudio y sus características mecánicas se expondrán ampliamente más adelante.

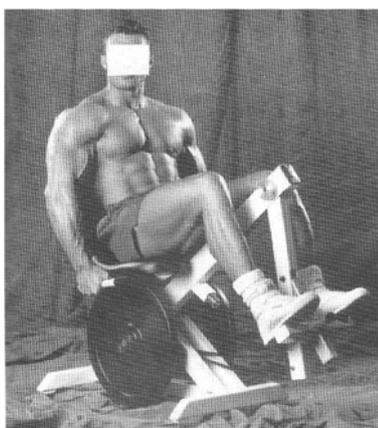


Figura 1 - Dispositivo original FWED (Berg y Tesch, 1994).

Posterior a este desarrollo tecnológico, se ha avanzado en el diseño de máquinas con diversas tipologías y mecanismos, cuya orientación fue en el mismo sentido. A continuación se resumen las más frecuentes y mejor publicadas en la literatura científica:

Cicloergómetros excéntricos. Este tipo de mecanismos tuvieron su mayor desarrollo a inicios de la década pasada, principalmente por el grupo de Lindstedt S. L. y LaStayo P.C. de la *Northern Arizona University* en USA, quienes comprobaron que el entrenamiento en estos dispositivos produce ganancias en la fuerza isométrica y la masa muscular, sin implicar mayores demandas en el consumo de oxígeno (LaStayo et al., 1999, 2000). La cicloergometría excéntrica tiene un mecanismo eléctrico que regula la resistencia a vencer durante el pedaleo; de este modo, el sujeto desde la posición sentado debe oponer resistencia al ascenso de cada pedal y la sucesiva extensión de rodilla (acción

concéntrica) tiene menor esfuerzo. Cuando el modelo del dispositivo es rotatorio la acción del pedaleo es en sentido inverso al movimiento convencional.

Entre los prototipos actualmente disponibles se destaca el hecho que cuentan con sensores que cuantifican parámetros cinemáticos y controlan la intensidad programada, de modo que el ejecutante puede tener un *feedback* visual a través de monitores (ver figura 2).



Figura 2 - Modelos de cicloergómetros excéntricos.

Este dispositivo por su accesibilidad en cuanto a técnica y carácter del esfuerzo, ha sido la base de muchos estudios de ese grupo de investigación, relacionados con aplicaciones del ejercicio excéntrico en personas con salud comprometida (Gerber et al., 2006; Dibble et al., 2006; Marcus et al., 2008; LaStayo et al., 1999, 2000, 2003, 2010)

Bromsman eccentric overload training device. A mediados de la década anterior, Frohm et al., (2005) desarrollaron un dinamómetro que proporciona sobrecarga excéntrica bajo condiciones estandarizadas. Es una máquina para sentadilla que contiene una barra a su vez sujeta por cables que se conectan a un cilindro hidráulico, además tiene un soporte de seguridad y una plataforma de apoyo (ver figura 3). Para su utilización, al bajarse la barra y tensar el cable (fase excéntrica), el ejecutante es asistido a través de un motor hidráulico en la elevación del peso (fase concéntrica).



Figura 3 - The Bromsman eccentric overload training device.

El dispositivo es capaz de resistir cargas mayores a 500 kg, tiene un rango de desplazamiento vertical entre 0,40 - 2,10 m y está equipado con un sensor que mide la velocidad de la barra y dos básculas industriales para determinar el componente vertical de la fuerza de reacción del suelo; toda esta información da posibilidad de calcular parámetros cinemáticos (fuerza, potencia, trabajo, entre otros).

Inertial Exercise Trainer - IET (Impulse Technologies, Newnan, Ga). Es un sistema de poleas que impulsan un mecanismo inercial basado en 4 volantes, que recorren unos soportes de 1,9 m con un mínimo resistencia a la fricción. A diferencia de los demás dispositivos inerciales, el IET permite ejecutar las acciones con alta velocidad y baja resistencia y desarrollar ejercicios multiarticulares en más de un plano de movimiento simultáneamente; originalmente fue diseñado para usarse en terapia física y rehabilitación (ver figura 4).



Figura 4 - Inertial Exercise Trainer – IET (Tomado de Caruso et al., 2008).

De acuerdo con lo establecido por algunos estudios de Caruso et al., (2008, 2009) en función del uso, se pueden inducir adaptaciones específicas para una determinada actividad deportiva y podría ser utilizado como medio para mejorar el umbral de lactato en atletas (Caruso et al., 2009); también, al cuantificar el rendimiento en una IET se demostró una aceptable reproducibilidad de los datos intra e inter entrenamientos, cuando fueron registrados a través de un mecanismo de adquisición de datos con células de carga o sensores de posición por rayos infrarrojos, en medidas test re-test (Caruso et al., 2008).

Polea Cónica VersaPulley® (VersaPulley; Heart Rate Inc., Costa Mesa, CA).

Consta de un cono que en su base inferior tiene la opción de ubicar hasta cuatro masas de 1 kg, fijas en extremos opuestos y que giran cuando se enrolla y extiende un cable entorno al cono. Esto hace que la fuerza y la velocidad sean variables, siendo mayor la primera cuando el cable actúa en la parte superior o más estrecha del cono y la segunda al contrario (ver figura 5). Para su funcionamiento, el ejecutante tira el cable que hace girar el cono y sus masas, el cual mientras se acelera genera resistencia (fase concéntrica); al completar la extensión el cable es rebobinado con la misma fuerza inicial, momento en el cual se da la fase excéntrica. La sobrecarga ocurre al oponerse al rebobinado en un momento justo antes de iniciar un nuevo tirón y a diferencia del FWED la fase excéntrica puede variar en cuanto a velocidad y fuerza.





Figura 5 - Polea Cónica Versa Pulley ® (Tomado de Chiu et al., 2010).

Se han constatado similitudes y algunas ventajas del trabajo con este dispositivo en comparación con el uso de pesas libres, al requerirse una mayor contribución de la cadera y el tobillo descargando la rodilla, en la ejecución de ejercicios como sentadillas, fondo de piernas con barra y *press* militar de pie (Chiu et al., 2010). Las aplicaciones más frecuentes de la polea cónica se dan en entornos de entrenamiento deportivo en tanto permite movimientos multi-articulares y también hay opción de monitorización de la carga a través de interfases y programas informáticos.

Advanced Resistive Exercise Device - ARED (NASA Johnson Space Center, Houston, TX). En otro ámbito de interés, la NASA desarrolló el ARED que proporciona la sobrecarga mediante un sistema de cilindros al vacío que ejercen resistencia y simulan el componente inercial de mover una carga constante, su diseño permite realizar hasta 29 ejercicios diferentes (ver figura 6). Loehr et al., (2011) comprobaron efectos similares a los obtenidos con el prototipo de Berg y Tesch (1994). Por su diseño, características y finalidad para la que fue construido, las posibilidades de utilización del ARED se restringen a transbordadores espaciales.



Figura 6 - Advanced Resistive Exercise Device – ARED (Tomado de Loehr et al., 2011).

Automatic Escalator Device. Recientemente Paschalis et al., (2013) presentaron un escalador automático que permite hacer ejercicios de ascenso y descenso de gradas y dosificar la carga mediante la velocidad de desplazamiento de las escaleras y el número de pasos que se realice (ver figura 7). Los autores verificaron un efecto agudo favorable frente a marcadores sanguíneos de riesgo cardiovascular en jóvenes.



Figura 7 - Automatic Escalator Device (Tomado de Paschalis et al., 2013).

Eccentric Arm Cycle Ergometer. Este dispositivo también es de reciente publicación. Es un cicloergómetro que ejerce sobrecarga excéntrica en los miembros superiores mediante la acción de un motor que impulsa el volante en sentido inverso; se equipó con unidades que obtienen información para determinar la potencia y dar un feedback al ejecutante (ver figura 8). Su utilidad se proyectó para ejercitar personas en situación de discapacidad (Elmer et al., 2013).

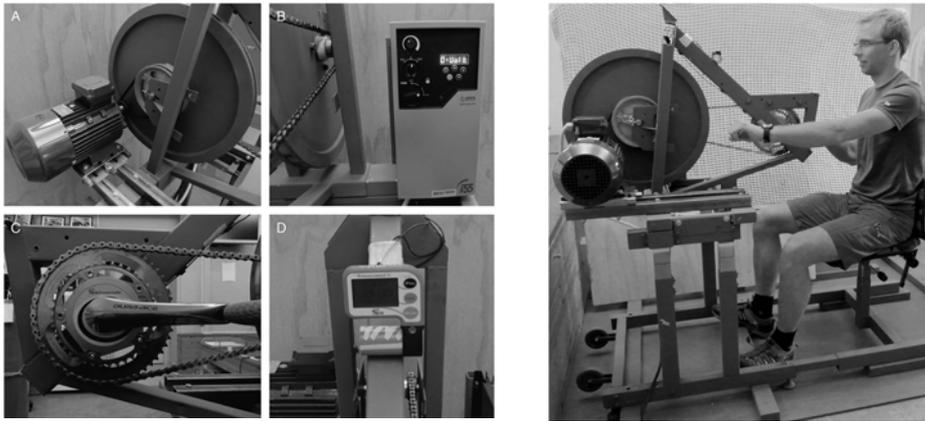


Figura 8 - The Eccentric Arm Cycle Ergometer (Tomado de Elmer et al., 2013).

Inertial Training and Measurement System – ITMS. Es otro prototipo de reciente creación desarrollado por Brzenczek et al., (2013) desde la Facultad de Cultura Física en Gorzow Wielkopolski Polonia. Este aparato consta de un marco de acero fijado al suelo, que soporta un volante de 50,6 cm de radio y 19,4 kg de peso (ver figura 9).

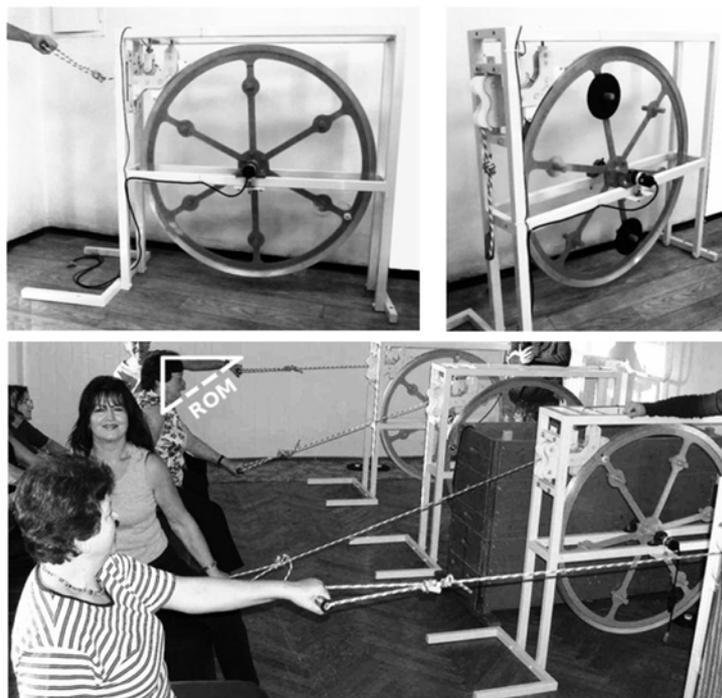


Figura 9 - Inertial Training and Measurement System – ITMS (Tomado de Brzenczek et al., 2013).

Para su funcionamiento, similar al FEWD y la VersaPulley, se parte de tirar un cable enrollado al volante, pero en este caso está dentro de una ranura que hay en el canto o borde del mismo. Como el volante es una estructura radial, la carga puede establecerse sólo con su propia masa o también mediante discos suplementarios que se pueden adosar a la rueda.

Se han publicado dos estudios que verifican los efectos de este dispositivo: el primero en jóvenes activos y no entrenados donde se encontraron mejoras significativas en fuerza, potencia y masa muscular para ambos grupos, independientemente de la carga inercial empleada (Naczki et al., 2013). En el segundo estudio, realizado con personas mayores, hubo ganancias similares para la musculatura abductora del hombro, pero fueron más acentuadas en quienes se ejercitaron con la carga más baja (Brzenczek et al., 2013). Basados en lo anterior los autores proponen el ITMS para ser utilizado en contextos de salud y entrenamiento deportivo.

Con todo lo anteriormente expuesto, a continuación el interés de esta revisión se concreta en lo estudiado sobre el entrenamiento en los dispositivos de volante que utilizan la resistencia inercial como medio de sobrecarga excéntrica, específicamente el FWED de Berg y Tesch (1994).

2.5.3 Entrenamiento excéntrico con dispositivos de volantes inerciales FWED

En la década de los 80 las agencias espaciales Europea y Norteamericana (ESA y NASA por sus siglas en Inglés) necesitaban solucionar el problema de la atrofia muscular y las pérdidas de masa ósea en cosmonautas que permanecían largas estancias en el espacio. Esto se había tratado de frenar con tratamientos farmacológicos, estimulación eléctrica, gravedad artificial, pero el ejercicio físico siempre fue la mejor alternativa (Berg y Tesch, 1998). Por ello promovieron investigaciones que inicialmente reconocieron el rol y las potencialidades de las acciones excéntricas en el acondicionamiento de la fuerza y que fueron publicadas a finales de la misma década e inicios de los 90 (Colliander et al., 1990; Dudley et al., 1991a, 1991b; Hather et al., 1991).

Consecuentemente, Per A. Tesh y otros investigadores del Departamento de Fisiología del Instituto Karolinska de Suecia, que habían participado en dichos estudios, se enfocaron en la concepción de un dispositivo que sobrecargara la fase excéntrica del movimiento sin depender de la fuerza de gravedad. Fue así como a mediados de la década del 90 este grupo publicó un estudio donde se validó un dispositivo de entrenamiento de la fuerza con un sistema mecánico independiente de la gravedad y basado en la resistencia inercial ejercida por volantes que generaban la sobrecarga: el *Flywheel Exercise Device* –FWED– (Berg y Tesch, 1994), mecanismo también conocido como tecnología isoinercial y patentado bajo el nombre de *YoYo Inertial Technology*.TM En el estudio se comparó el efecto agudo de dos series de acciones concéntricas y excéntricas, entre el FWED y una máquina convencional de pesas, en 11 hombres entrenados; se encontraron respuestas fisiológicas similares en cuanto a máxima contracción voluntaria, potencia, trabajo y activación de los músculos extensores de rodilla.

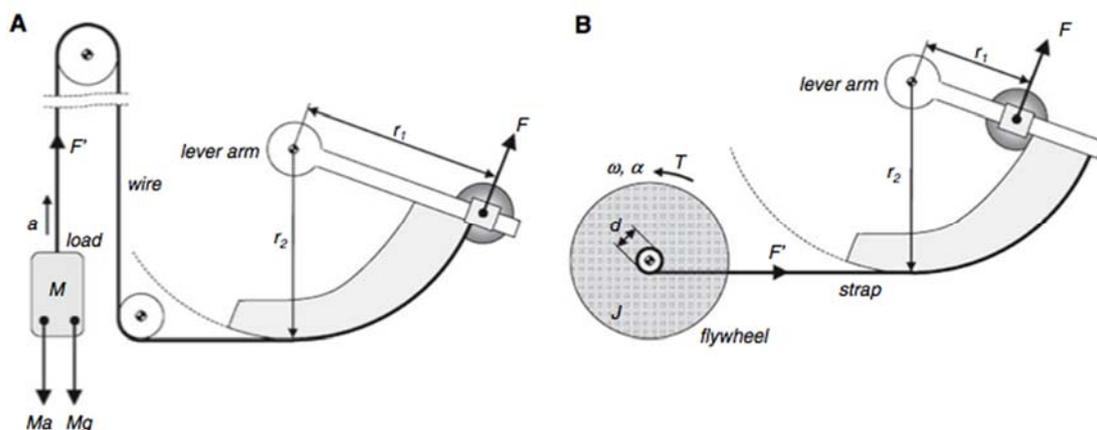


Figura 10 - Comparación de mecanismos de un sistema tradicional dependiente de la gravedad (A) y otro de resistencia Inercial FWED (B). Tomado de Norrbrand et al., (2008).

La representación del mecanismo inercial en comparación con el sistema convencional se presenta en la figura 10 que esboza un mecanismo de extensión de piernas en posición sentado para una máquina con pesas (A) y una FWED (B). En la primera, la resistencia a la fuerza que mueve la palanca ascendientemente, es generada por la masa que pende y la influencia de la fuerza de gravedad. En la máquina FWED la resistencia se genera mediante el sistema de un volante inercial que acumula energía cinética en tanto es

acelerado y alcanza una alta velocidad angular. Este sistema fue sustentado en un artículo posterior por Berg y Tesch (1998), destacando sus efectos similares o superiores al entrenamiento con pesas libres, en cuanto a la mayor activación muscular, hipertrofia, desarrollo de fuerza con menor costo energético. Se concluyó que este dispositivo podía usarse como medio para combatir la atrofia y el deterioro de la función muscular y la pérdida ósea en astronautas expuestos a la ausencia de gravedad y se proyectó convertirlo en el estándar del entrenamiento de la fuerza en este ámbito.

El mecanismo de funcionamiento de esta tecnología, consta de un eje donde se conectan uno o dos volantes inerciales, según el prototipo, y en el cual, a su vez, hay una ranura en donde se fija una correa que se envuelve y desenvuelve durante la acción rotacional del dispositivo. Para activarlo, la correa debe estar previamente envuelta en el eje y ser desenrollada fuertemente por el ejecutante para hacerlo girar y consecuentemente girarán los volantes, como lo muestra la figura 11.

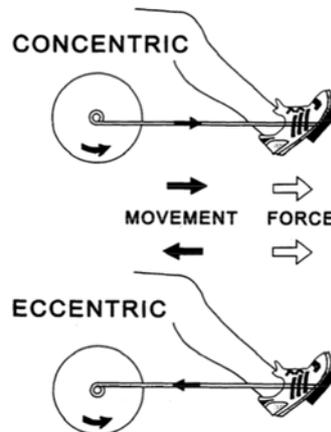


Figura 11 - Mecanismo del dispositivo FWED (Tomado de Berg y Tesch. 1994).

Según la figura 11, la extensión completa de la correa corresponde a la fase concéntrica del movimiento y en esta los volantes aumentan su velocidad angular proporcional a la fuerza de la tracción, acumulando energía cinética, de modo que al final de esa acción el volante sigue girando en virtud de su inercia y la correa se rebobina de nuevo en el eje. Este enrollamiento corresponde a la fase excéntrica del movimiento, la misma que generará la resistencia a vencer

en el momento del frenado para iniciar una nueva acción concéntrica. Así, en un ciclo completo el volante siempre gira en un mismo sentido (similar al principio mecánico de un yoyo) y cuanto más fuerte sea la fase concéntrica, la energía acumulada será proporcionalmente más alta y también la sobrecarga excéntrica. Por otra parte, la resistencia también dependerá del momento de inercia de los volantes (Berg y Tesch, 1994; Tous et al., 2006).

No obstante, la evidencia científica más fuerte sobre las bondades de esta tecnología y sus aplicaciones en la astronáutica fue posterior. En Europa, en la primera mitad de la década pasada, se desarrollaron dos importantes estudios de simulación de efectos de la microgravedad sobre el desacondicionamiento durante el reposo prolongado en cama y las adaptaciones al ejercicio, entre las cuales se incluyeron las producidas por el entrenamiento con FWED. Primero, el estudio LTBR (*Long Term Bed Rest*), auspiciado por las agencias espaciales Europea, Francesa y Japonesa, investigó adaptaciones sobre el sistema osteomuscular (Alkner y Tesch, 2004; Rittweger et al., 2005). Sus principales resultados se resumen en la tabla 3:

| Autores | Sujetos | Método | Resultados |
|--------------------------------|------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Alkner y Tesch, (2004b) | 17 H. saludables 32 ± 4 años. GC: n = 9 GE: n=8 | Estudio LTBR: 90 d / RC. GC: reposo. GE: ídem + FWED. 4 x 7 squat supino y 4 x 14 press pantorrilla, rep Máx. Pausa 2' / series y 5' / ejercicios. c/ 3 días. | RC x 90 días atrofia músculos anti gravitatorios con respuesta ≠ en cuádriceps y tríceps sural. FWED mantiene tríceps y ↓ atrofia de cuádriceps, también ↓ Vel. de atrofia comparado con 29 d / RC. Musculatura con + fibras CL ↑ atrofia. |
| Rittweger et al., (2005) | 25 H sanos. 32 ± 4,2 años. GC: n = 9 GE: n=16 | Estudio LTBR: 90 d / RC: GE se subdividió en uno FWED (n=9) y otro, (n=7), se suministró Pamidronato. | Todos ↓ CSA de pantorrilla y antebrazo pero Grupo FWED fue menor. El Pamidronato no previene atrofia muscular, pero igual a FWED atenúa ↓ ósea. |
| Rittweger et al., (2007) | | Estudio LTBR: 90 d / RC. Se investigó rendimiento en salto vertical luego de RC y seguimiento 180 d. | 3 d después de RC potencia pico ↓ 27% GC y 9% GE. El FWED permitió recuperación más rápida del salto. GC logró esto mismo en los 6 meses. |
| de Chantemèle, et al., (2004b) | 18 H sanos 33,1 ± 0,9 años. Grupo FWED: n = 9 GC: n = 9 | Estudio LTBR 90 d / RC. Se investigó tolerancia ortostática (TO). | Mitad de ambos grupos tuvieron intolerancia ortostática. En todos ↓ masa. En Grupo FWED = en TO y parámetros venosos. No hay relación de estos con masa muscular. Solo ejercicios de resistencia influirían. |

Tabla 3 continuación ...

| Autores | Sujetos | Método | Resultados |
|--------------------------------|-------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| de Chantemèle, et al., (2004a) | 18 H sanos 33,1 ± 0,9 años. Grupo FWED: n = 9 GC: n =9 | Ídem al anterior. Se investigaron cambios en homeostasis de fluidos corporales: agua total, volumen plasmático y algunas concentraciones hormonales. | FWED no evitó ↓ en agua corporal total y volumen plasmático, o cambios hormonales inducidos por RC 90 d. Tampoco mejora tolerancia ortostática, ni previene desacondicionamiento cardiovascular. |
| Cervinka et al., (2011) | Ídem a sujetos del reporte de Rittweger et al., (2005) | Estudio LTBR 90 d / RC. Estudiaron repuestas en distintos sectores anatómicos del hueso. | Densidad trabecular ↓ 9% en tibia distal. Pérdidas restauradas luego de un año sin mayor ≠ en los 3 grupos, aunque GC tuvo un pequeño déficit. Discrepancias con estudio de Rittweger et al.. |
| Trappe et al., (2004) | 12 H. sanos 32 ± 2 años Grupo FWED: n=6 GC: n=6. | Estudio LTBR: 84 d / RC. FWED: 4 x 7 Squat supino rep Max. Pausa 2' / series. Cada 3 días. estudiaron cambios en fuerza, CSA y fibras del cuádriceps. | Grupo FWED mantuvo función muscular en cuádriceps. Fibra se afectan ≠: Fibras CL + por RC y las CR favorecidas con FWED. La potencia se mantiene. |
| Gallagher et al., (2005) | 17 H. Sanos. Grupo FWED: n=8 33 ±1 años GC: n=9. 32 ±1 años | Ídem al anterior. Hicieron biopsias musculares de VL y sóleo y estudiaron composición de MCH en las fibras. | Composición de MCH fibras CL ↓ en VL para ambos grupos; en fibras CR = Grupo FWED que a su vez ↑ 13% las híbridas. En GC ↓. En sóleo Grupo FWED = y CTRL ↓. El FWED mantiene fuerza y tamaño de fibras en VL, pero no previene ↓ en el sóleo. |
| Alkner y Tesch, (2004a) | 17 H. sanos Grupo FWED n= 8 33 ± 5 años GC n= 9 32 ±1 años | Estudio LTBR: 29 d / RC. Similar protocolo de ejercicio pero se evaluó en 29 d. | En grupo de ejercicio no hubo atrofia de cuádriceps y la que ocurre normalmente en tríceps sural ↓ 50%. Validan viabilidad de usar FWED en vehículos espaciales. |

Tabla 3 - Resultados estudio LTBR.

H: Hombres. **M:** Mujeres. **GC:** Grupo Control. **GE:** Grupo Experimental. **d / RC:** días de reposo en cama. **d:** días. **RC:** Reposo en cama. **FWED:** Flywheel Exercise Device **rep:** Repeticiones. **Máx:** Máximo. **≠:** diferencia. **=:** Ausencia de cambio **↓:** Disminución. **↑:** Aumento. **Vel:** Velocidad. **Vol:** volumen. **CL:** Contracción Lenta. **CR:** Contracción rápida. **CSA:** Área de Sección transversal. **VL:** Vasto Lateral. **MCH:** Cadena Pesada de Miosina. **TO:** Tolerancia Ortostática.

La segunda investigación a reseñar y realizada sobre efectos del desacondicionamiento muscular producto del reposo prolongado en cama, fue el estudio WISE (*Women International Space Simulation for Exploration*), que examinó respuestas endocrinas, hemodinámicas y de la capacidad aeróbica en mujeres jóvenes durante un periodo de reposo de 60 días (Schneider et al., 2009; Guinet et al., 2009). Sus resultados se resumen en la tabla 4:

| Autores | Sujetos | Método | Resultados |
|--------------------------|----------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Schneider et al., (2009) | 16M 33 años en promedio. GC: n = 8 GC: + Nutrición n = 8 GE, FWED: n= 8 | Estudio WISE: 60 d / RC 40' banda rodante vertical 3 - 4 d / sem, cada 3 d sesión con FWED squat supino y 4 x 14 press pantorrilla, rep Máx. Suplementación con aminoácidos | Medidas postest GE = VO ₂ máx. Este ↓ en ambos GC. Ejercicio aeróbico + FWED permite rápida recuperación de posición vertical. Suplemento nutricional sin efecto. |
| Guinet et al., (2009) | Ídem al anterior pero no incluye grupo con nutrición GC: n = 8 GE: n= 8 | Estudio WISE: 60 d / RC Ídem ejercicio, pero se evaluó test de tolerancia ortostática y parámetros hemodinámicos. | Tolerancia ortostática no mejoró significativamente, pero se preservó el volumen sanguíneo y algunas respuestas hemodinámicas. |

Tabla 4 - Resultados Estudio WISE.

M: Mujeres. **GC:** Grupo Control. **GE:** Grupo Experimental. **FWED:** Flywheel Exercise Device. **d / RC:** Días de reposo en cama. **' :** Minutos. **d / sem:** Días por semana. **d:** Días **rep:** Repeticiones. **Máx:** Máximo **VO₂ máx:** Consumo Máximo de Oxígeno. **↓ :** Disminución.

También se pueden reseñar otros estudios que exploraron los efectos de la movilidad reducida o la descarga de un miembro, sobre la masa y la funcionalidad del músculo y el efecto del entrenamiento con FWED en estas circunstancias. Alkner et al., (2003) probaron un régimen de ejercicios con 4 sujetos durante 110 días de confinamiento simulando un ambiente y estancia semejante al de la Estación Espacial Internacional y se implementó un programa de 5 ejercicios básicos con el FWED 2 – 3 veces por semana y los días de no actividad se ejercitaron en cicloergómetro.

Por su parte, Tesch et al., (2004) examinaron la eficacia del FWED para prevenir la atrofia muscular durante periodos de descarga unilateral de un miembro inferior durante 5 semanas, de modo que los sujetos andaban en muletas apoyando con un tacón de 10 cm mientras la pierna a estudiar pendía. Los datos todos estos estudios se resumen en la tabla 5:

| Autores | Sujetos | Método | Resultados |
|-----------------------|-----------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Alkner et al., (2003) | 4 H. 27 – 45 años. 110 días de confinamiento. | Prueban 5 ejercicios sugeridos para FWED en astronautas: 2–3 d/sem. 4 x 10 rep, pausa 90 - 120 seg. Intensidad 80 – 100%. | Se preservó fuerza y hasta ↑ en músculos ejercitados. Régimen de ejercicio y dispositivos (máquina y hardware) se asumen convenientes. |

Tabla 5 continuación ...

| Autores | Sujetos | Método | Resultados |
|------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Tesch, et al., (2004) | 21H y M. 40 ± 9 años GC: 7 H, 4 M GE: 7 H, 3 M Características similares a cosmonautas. | 3 grupos investigados: (1) miembro en suspensión. (2) Ídem + FWED. (3) Solo FWED. 4 x 7 rep máx del miembro descargado 2 – 3 d / sem x 5 sem. | GC ↓ Fuerza 24 - 32 % y Vol 2% x semana. GE ↑ masa 7,7%,. Ambos ↓ 10,5-11% Vol flexores del tobillo. FWED (↓ Vol -↑ intensidad) ↑ fuerza e hipertrofia en la descarga. |
| Carrithers et al., (2002) | 31 H 40 ± 8 años | Ídem estudio anterior. Se valoró efectos en composición de proteínas musculares, cadena pesada de Miosina (MHC) y actina. | = Concentración proteínas en VL en los 3 grupos, pero ↓ en el sóleo del GC. = MCH y actina VL grupos FWED. ↑ o ↓ de masa en Vastos y atrofia en sóleo ocurre a expensas de otras proteínas musculares. |

Tabla 5 - Síntesis de otros estudios sobre efectos del FWED en la atrofia muscular.

H: Hombres. **M:** Mujeres. **GC:** Grupo Control. **GE:** Grupo Experimental. **FWED:** Flywheel Exercise Device. **d / sem:** días por semana. **rep:** Repeticiones. **seg:** Segundos. **Máx:** Máximo. **sem:** Semana. **↑:** Aumento. **↓:** Disminución. **Vol:** Volumen. **=:** Ausencia de cambio. **VL:** Vasto Lateral. **MCH:** Cadena Pesada de Miosina.

Una síntesis de lo expuesto en las tablas 3 - 5 permite concluir que el uso del FWED preserva y hasta aumenta la masa muscular y la fuerza en los grupos musculares ejercitados, tanto en estado de reposo prolongado como en descarga de un miembro. En este último caso también se presenta hipertrofia.

Además se mantiene la función muscular en el cuádriceps, así como la potencia, disminuye la velocidad de la atrofia en reposos mayores a 29 días y esto ocurre hasta en un 50% para el tríceps sural; también se atenúa la pérdida de masa ósea.

También, se observaron efectos diferentes en las fibras musculares de modo que las tipo I se ven más afectadas por el reposo en cama y las tipo IIx más favorecidas con el entrenamiento en FWED. No se constataron efectos sobre la tolerancia ortostática ni parámetros hemodinámicos.

Con base en la evidencia de los estudios anteriores, hacia 2008 ya se habían perfeccionado algunos de los programas para entrenar astronautas y que pueden verse en la publicación de Hueser et al., (2008) donde se describen las

características del modelo del FWED que se usa en vuelos espaciales y se presenta un plan obligatorio de ejercicios de acondicionamiento a cumplir por los astronautas en el vuelo, conformado por tres ejercicios obligatorios: prensa de piernas, flexo-extensión de pantorrillas y flexo extensiones de tronco. Y 5 ejercicios optativos: remo al pecho desde posición sentado; remo a la barbilla desde posición sentado; elevación lateral de hombros; *curl* de bíceps y *curl* invertido.

Por otra parte, hay estudios realizados en contextos distintos a la prevención de la atrofia, cuyos resultados también han aportado mayor evidencia científica sobre la efectividad del FWED, principalmente verificando respuestas agudas y comparando con dispositivos convencionales que dependen de la gravedad. Los datos de estos estudios se resumen en la tabla 6.

| Autores | Sujetos | Método | Resultados |
|---------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <i>Estudios que comparan FWED con métodos dependientes de la gravedad.</i> | | | |
| Berg y Tesch, (1994) | 11 H. 28 ± 5 años. Activos. Hicieron FWED y MEP | FWED. 1 x 10 rep máx MEP: 1 x 10 carga 9 – 12 RM 2 series MCV de extensión. Se estudió efecto agudo | ↑ activación EMG EXC en FWED. Este también tuvo mayor fuerza CON y EXC y fuerza pico. Se recomienda como medio para ser usado en el espacio. |
| Norrbrand et al., (2008) | 15 H sanos no entrenados Grupo FWED: n = 7 39,1 ± 9,1 años Grupo MEP: n = 8 39 ± 8,1 años. | FWED: 4 x 7 rep máx. 2 – 3 d /sem x 12 sesiones en 5 sem. MEP: 4 x 7 a 7 RM. Ídem frecuencia y duración 2 'pausa para ambos. Se ejercitó miembro izquierdo. | FWED ↑ hipertrofia en todo el cuádriceps por sobrecarga excéntrica (MEP solo 1 músculo). ↑ MCV. FWED induce adaptaciones mayores ó = que entrenamiento estándar. |
| Norrbrand et al., (2010) | 17 H sanos no entrenados Grupo FWED n = 9 . 38,8 ± 5 años Grupo MEP: n = 8 . 39,4 ± 8,1 años | Ídem al anterior, pero se estudió la activación muscular. | ↑ Activación EMG en MCV y denota sobrecarga EXC pre – y post entrenamiento en grupo FWED. Esto explicaría hipertrofia informada por Norrbrand et al., (2008). |
| Norrbrand et al., (2011) | 10 H entrenados en fuerza. 31 ± 4 años. | 5 x 10 sentadillas a 10 RM FWED: 5 x 10 rep máx. Se estudió efecto agudo. | FWED estimuló cuádriceps más que sentadilla, con ↑ activación EMG en fase EXC sobre algunos de los músculos del cuádriceps. |
| Onambélé, et al., (2008) | 12 H, 12 M. mayores saludables Grupo FWED: 69,6 ± 1,1 años Grupo MEP: 70,2 ± 1,5 años | Grupo MEP: 4 x 8 – 12 rep, 80% 1 RM, 5' pausa. Grupo FWED: de 1 X 8 a 4 x 12 Vel confortable máx carga 5' pausa. Ambos x 12 sem. | Contradicción en fuerza de cuádriceps: ↑ MCV: FWED 8% MEP: 17%. ↑ Potencia dinámica FWED 28% MEP 4%. FWED favoreció flexores plantares ↑ equilibrio 46% |
| <i>Estudios que verifican distintos efectos agudos o crónicos de entrenamiento con FWED</i> | | | |
| Tesch et al., (2004) | 7 H, 3 M. Sanos, no entrenados. 39 ± 8 años. | FWED: 4 x 7 rep máx c / 3 d x 5 sem. Extensión de pierna (unilateral). Total 12 sesiones. Miraron cambios en volumen y función muscular. | En el miembro entrenado ↑ hipertrofia de cuádriceps, ↑ MCV. Fuerza ↑ luego de 7ª sesión y fue 11% mayor al final. ↑ actividad EMG. FWED es efectivo para ↑ fuerza y masa en sujetos ambulatorios. |
| Seynnes, de Boer y Narici (2007) | GE: 5 H, 2 M 20 ± 2 años. GC: 6 H 22 ± 3 años. Todos activos. | FWED 4 x7 máx, pausa 2' 3 d / sem x 35 d. GC: no ejercicio. | ↑ MCV 38,9% y activación EMG 34,8%. ↑ en cuádriceps de CSA 13,8% y longitud del fascículo 9,9%. Cambios en ángulo de penación del músculo. FWED podría inducir adaptaciones tempranas de fuerza por hipertrofia en 20 d. |
| Tous-Fajardo, et al., (2006) | 20 H. Jugadores Fútbol y Rugby. 10 experimentados 24,9 ± 2,6 años. 10 sin experiencia 26,3 ± 3,6 años. | FWED: 2 x 6 rep máx. flexión de isquiotibiales, cada serie con carga inercial diferente. Se estudió efecto agudo. | Potencia ≠ según carga. Momento de inercia menor favorece fuerza y Velocidad y uno mayor sobrecarga EXC. La experiencia influye. |

| Autores | Sujetos | Método | Resultados |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <i>Continuación Estudios que verifican distintos efectos agudos o crónicos de entrenamiento con FWED</i> | | | |
| Caruso et al., (2006) | 13 H y 18 M activos H: 23,5 ± 0,8 años M: 21,5 ± 0,4 años. | FWED: 3 x 10 rep máx de extensión de piernas. Se midió efecto agudo EMG en pantorrilla izquierda, velocidad angular del volante, con la que se calculó, trabajo y potencia media. | Mayor generación fuerza en H que M. = potencia. Algunos resultados EMG y rendimiento parecen atípicos versus los observados con ejercicio estándar. Se debe investigar más sobre asociación entre EMG y trabajo ejecutado en FEWD. |
| Caruso et al., (2010b) | 14 H y 14 M Entrenados, sin experiencia en FWED. | 3 tipos de ejercicio en FWED: 3 x 10 rep máx 1. CON/EXC. - 2. Sólo CON. - 3. 6 x 10 sólo CON. Respuestas agudas de lactato y hormonas | Trabajo CON/EXC tuvo respuestas más adecuadas. ≠s género en respuestas hormonales y Vel angular, pero pocas según tipo de contracción. Acciones EXC son necesarias para ↓ pérdidas de masa y fuerza. |
| Caruso et al., (2010a) | 7H, 10 M diferente nivel de aptitud 21,3 ± 0,6 años. | Ídem al anterior, pero sólo comparan efecto sobre testosterona resultante. | Potencia Media y Masa Corporal explicaron mejor la varianza de las concentraciones de Testosterona post entrenamiento ($r^2 = 0,90$) en trabajo CON/EXC en FWED. En los otros ejercicios fue menor. |
| Fernández-Gonzalo et al., (2014) | 16 H: 23 ± 1 años 16 M: 24 ± 1 años Saludables, moderadamente activos | FWED: 4 x 7 rep máx / 6 sem 15 sesiones. Diferencias entre sexos en el efecto del FWED sobre RM, potencia masa muscular y creatinquinasa | ↑ RM y potencia en ambos sexos, aunque es ligeramente mayor en H. ↑ aprox 5% masa muscular en ambos sexos. Daño muscular no interfiere en efectos del entrenamiento en FWED |
| <i>Estudios con FWED en prevención o rehabilitación de lesiones.</i> | | | |
| Askling et al., (2003) | 30 H. Futbolistas. GE: n = 15; 24 ± 2,6 años. GC: n = 15; 26 ± 3,6 años. | FWED 4 x 8 rep máx x 16 sesiones en 10 sem. Entrenamiento musculatura isquiotibial. GC: no ejercicio. | GE ↑ fuerza y Vel 30 m. Solo 3 lesiones en temporada vs 10 de GC. Primera lesión después de 4 meses. FWED previene lesión en Isquiotibiales. |
| Romero-Rodríguez et al., (2011) | 10 H. Atletas con tendinopatía rotuliana crónica, 5 unilateral y 5 bilateral. 25 ± 6 años (15 tendones). | FWED: 4 x 10 rep máx, pausa 2' 2 d / sem x 6 sem, 12 sesiones alta intensidad / baja frecuencia 48 horas de reposo entre sesiones. | = CMJ. ↓ EMG durante flexión erector de la espina y recto anterior de pierna lesionada. ↓ dolor 60%. ↑ Fuerza EXC, tendencia ↑ fuerza CON. Mejora clínica general. |
| Greenwood et al., (2007) | 16 H. 13 M. con lesión de rodilla Grupo FWED: n= 14. 38 ± 12 años. Grupo MEP: n = 15. 41 ± 15 años. | FWED y MEP 4 x 10 Vel regulada x metrónomo, mínimo 1' pausa 3 d / sem x 12 sem. Se ejercita rodilla lesionada. | Ambos grupos mejoran: ↑ Hipertrofia VL. ↑ 6 / 10 variables (fuerza CON, EXC, Isométrica) Hay mayor Fuerza EXC en FWED. |

Tabla 6 - Estudios que validan la utilización del FWED en distintas poblaciones.

H: Hombres. **M:** Mujeres. **FWED:** Flywheel Exercise Device. **MEP:** Máquina de extensión de piernas **EMG:** Electromiografía o Electromiográfico. **MCV:** Máxima Contracción Voluntaria. **CSA:** Área de Sección Transversal. **sem:** Semanal. **d /sem:** Días semanales. **rep:** Repeticiones. **Máx:** Máximo. **Vel:** Velocidad **RM:** Repetición Máxima. **´:** Minutos. **↑:** Aumento. **↓:** Disminución. **≠:** Diferencia. **VL:** Vasto Lateral. **CON:** Concéntrico. **EXC:** Excéntrico. **CMJ:** Salto en Cotramovimiento **GC:** Grupo Control. **GE:** Grupo Experimental.

Una síntesis de lo expuesto en la tabla 6 sobre efectos crónicos del entrenamiento con FWED en distintas poblaciones permite concluir que aumenta la hipertrofia, principalmente en el vasto lateral; hay mayor sobrecarga excéntrica constatada en mayor activación electromiográfica durante esta fase; se gana fuerza excéntrica y aumento en la máxima contracción voluntaria en el cuádriceps e igualmente la potencia de miembros inferiores. En general se producen adaptaciones músculo-esqueléticas iguales o mayores que en el entrenamiento estándar con pesas. En el caso de las personas mayores, se encontró una mejoría del 46% en el equilibrio.

Sobre los entrenamientos propuestos con el FWED, la mayoría de estudios se enfocan en miembros inferiores y principalmente en el cuádriceps. Generalmente los planes de entrenamiento se periodizaron en 5 semanas con sesiones cada tres días, realizando 4 series de 7 repeticiones al máximo de la capacidad del ejecutante (Trappe et al., 2004; Tesch et al., 2004a, 2004b; Norrbrand et al., 2008, 2010); con esto se demostró la eficacia para combatir el desacondicionamiento muscular y generar ganancias de fuerza e hipertrofia al usarse entre 5 – 15 semanas, requiriéndose menos tiempo que el de sistemas dependientes de la gravedad para consolidar estos efectos.

Sobre la carga de trabajo en estos dispositivos, se sabe que la resistencia a vencer se establece por el momento de inercia de los volantes utilizados y este a su vez depende de su radio y masa. El tipo de volante que más se ha informado en los estudios está hecho de polímero con densidad $1,4 \text{ kg/cm}^3$, tiene 44 cm de diámetro, 20 mm espesor para un momento de inercia de $0,1105 \text{ kg/m}^2$ (Caruso et al., 2003; Trappe et al., 2004; Tesch et al., 2004a, 2004b; Tous et al., 2006; Norrbrand et al., 2008; 2010). Ese mismo momento de inercia también se ha obtenido con dos volantes de 2,5 kg (Tesch et al., 2004a).

Otros estudios han reportado volantes con masas y/o momentos inerciales distintos: 2,7 kg para $0,07 \text{ kg/m}^2$ (Norrbrand et al., 2011); dos volantes de 4,2 Kg para $0,22 \text{ kg/m}^2$ (Tous et al., 2006) o dos volantes con momento de inercia $0,1452 \text{ kg/m}^2$ (Romero et al., 2011). No obstante, la descripción de este parámetro varía entre autores y algunos estudios no informan claramente sobre

este indicador de carga (Alkner et al., 2003; Hueser et al., 2008; Onambélé et al., 2008).

Sobre este tema, son escasos los estudios sobre el efecto agudo de distintas formas de carga inercial en un mismo sujeto. Sólo registramos el de Tous et al., (2006) que usaron dos clases de volantes inerciales en jugadores de fútbol y rugby, en una máquina FWED para músculos isquiotibiales, encontrando rendimientos distintos en la potencia manifestada y que un momento de inercia menor podría favorecer la fuerza y la velocidad y uno mayor la sobrecarga excéntrica; también sugirieron que la experiencia de los individuos en el manejo de esta tecnología puede influir en la efectividad de dicha sobrecarga.

Por otra parte, el uso de dispositivos inerciales en personas mayores está poco estudiado y menos aún la prescripción de la carga y sus efectos en esta población. En el estudio de Onambélé et al., (2008) realizado con mayores y único antecedente en el que usaron una máquina FWED de extensión de piernas, aunque se reconocen las posibilidades de variar la carga en función de los individuos, no hay mención precisa sobre el momento de inercia de los volantes utilizados y si este varió durante el programa. Este estudio solo se enfocó al modo como las ganancias en fuerza se transferían a mejoras en el equilibrio de los sujetos, pero sus resultados absolutos en tales ganancias no son del todo concluyentes en comparación con dispositivos dependientes de la gravedad. Esto suscitó un debate sobre su publicación (Hortobágyi et al., 2009; Onambélé et al., 2009) y los autores explicaron esas inconsistencias por la presumible especificidad de las adaptaciones obtenidas, quizás no reflejadas en sus métodos de evaluación, sugiriendo más estudios con esta tecnología para poder dilucidarlo.

Las cuestiones comentadas sobre los estudios de Tous et al., (2006) y de Onambélé et al., (2008) señalan que todavía existe un vacío en el conocimiento sobre el uso de dispositivos FWED en personas mayores y la verificación de sus efectos, asunto que fundamenta el interés de la presente investigación.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo general de la investigación

Estudiar los efectos de un entrenamiento con sobrecarga excéntrica, sobre la fuerza, la capacidad funcional y la masa muscular de personas mayores de 65 años.

3.2 Objetivos específicos estudio 1

- Analizar el efecto que ejercen tres cargas inerciales diferentes, sobre la manifestación de la potencia concéntrica y excéntrica de miembros inferiores en mayores.
- Determinar la carga inercial óptima para entrenar a estas personas en el dispositivo estudiado.

3.3 Objetivos específicos estudio 2

- Verificar los efectos del entrenamiento con sobrecarga excéntrica sobre la fuerza máxima isométrica, la fuerza máxima dinámica y la potencia.
- Observar el efecto de este tipo de entrenamiento sobre algunos parámetros de la capacidad funcional.
- Comprobar la influencia de este tipo de entrenamiento sobre la masa muscular de los miembros inferiores.

4. DISEÑO EXPERIMENTAL

La investigación se llevó a cabo mediante dos estudios: el primero para determinar la carga de trabajo óptima para ejercitar la población estudiada. El segundo consistió en la aplicación de un entrenamiento con dicha carga y la verificación de su efecto. El diseño de cada estudio se detalla a continuación:

4.1 Diseño Estudio 1

El estudio 1 partió de la necesidad de fijar una carga de trabajo para el experimento principal (Estudio 2), ante la escasa información sobre parámetros de carga inercial en personas mayores y dado que los dispositivos de volantes inerciales que ejercitan la fuerza permiten ajustar la sobrecarga mediante la modificación de las masas inerciales (Berg y Tesch, 1998). La figura 12 presenta el diseño:

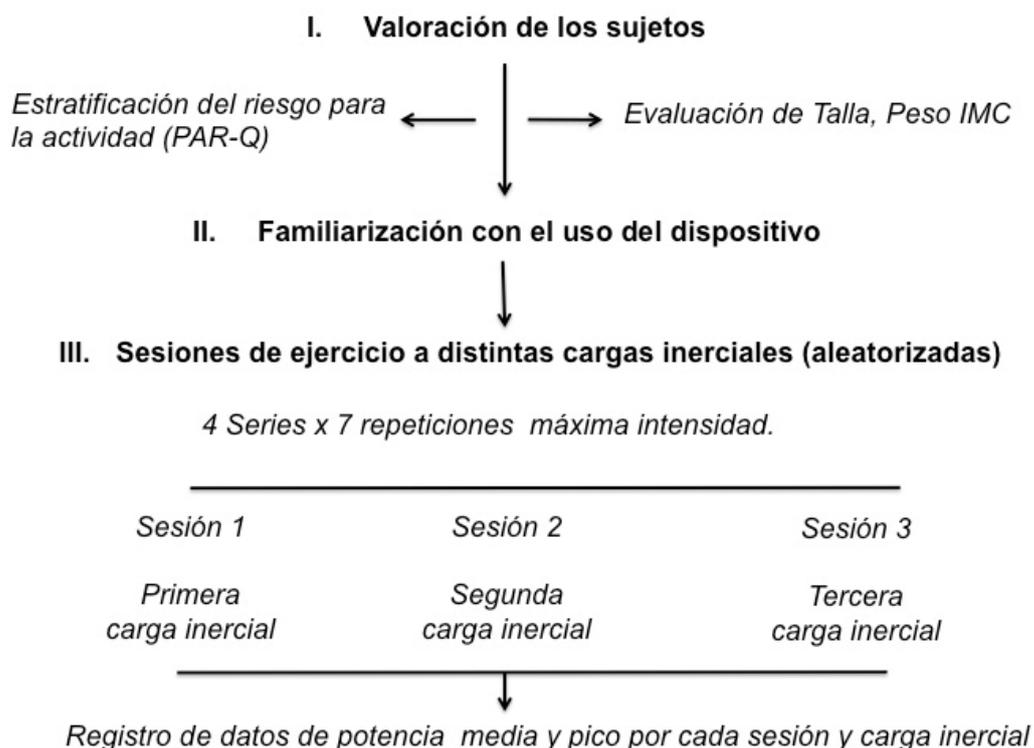


Figura 12 – Diseño experimental Estudio 1.

Se realizó un estudio comparativo, en el cual los sujetos ejecutaron aleatoriamente tres cargas diferentes de trabajo en una máquina YoYo™, registrándose parámetros de potencia concéntrica y excéntrica producida con cada una de las cargas, para verificar posibles diferencias entre estas y hallar la

carga óptima. El procedimiento metodológico de este estudio se detalla en el numeral 5.5

4.2 Diseño Estudio 2

Este fue un estudio cuasi-experimental donde personas mayores de 65 años de ambos sexos, conformaron un grupo de entrenamiento que realizó un programa de 12 semanas de ejercicios con sobrecarga excéntrica y un grupo control que desarrolló sus actividades cotidianas y sólo participó de las evaluaciones previas y posteriores al programa. La figura 13 presenta el diseño:

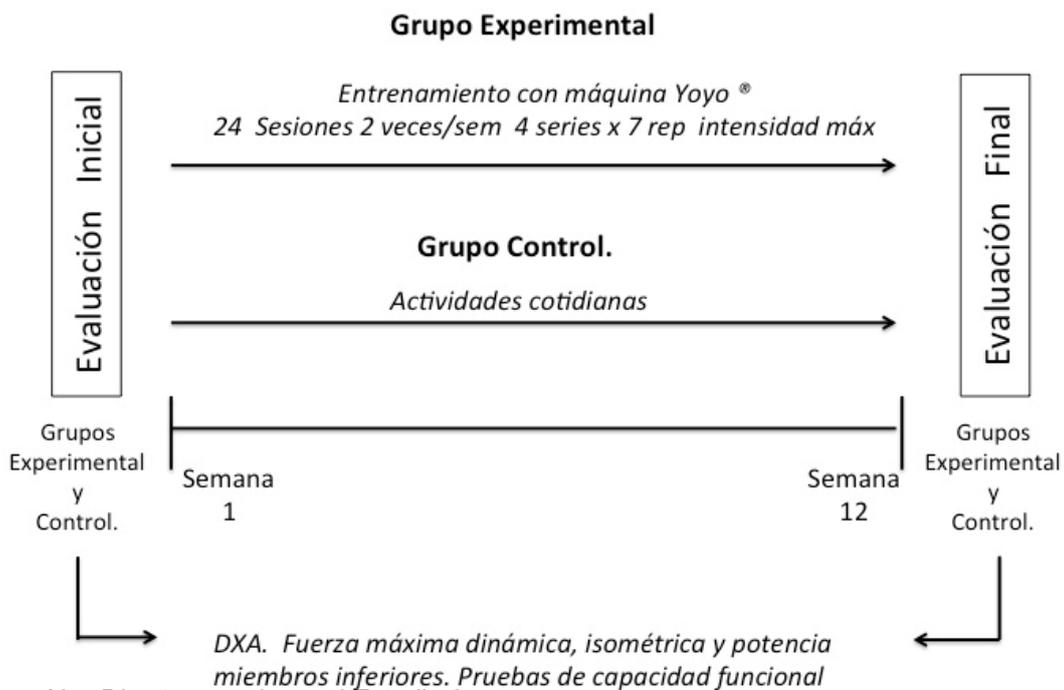


Figura 13 – Diseño experimental Estudio 2.

Tanto al inicio como al final del programa de entrenamiento se evaluaron: parámetros antropométricos (talla, peso, IMC), la fuerza máxima isométrica y dinámica, la potencia, la capacidad funcional y la composición corporal. Estas valoraciones se hicieron en tres jornadas distintas separadas por mínimo 72 horas entre sí, de modo que en la primera se evaluó la fuerza máxima isométrica y la fuerza máxima dinámica en la prensa de piernas. En la segunda, la fuerza isométrica en la máquina de extensión de piernas (MEP) y las pruebas

funcionales. En la tercera se evaluó la composición corporal y las mediciones de fuerza máxima dinámica y potencia en la MEP.

5. MATERIAL Y MÉTODOS

5.1 Sujetos

La captación de sujetos se hizo mediante visita y carteles informativos en el Programa Interuniversitario de la Experiencia en la Universidad de León y dos centros de atención a personas mayores de esta ciudad. Inicialmente se convocó a participar en una evaluación de la fuerza, funcionalidad y composición corporal a los mayores de 60 años y del total de asistentes se invitó al estudio a las personas que cumplieran con los siguientes criterios de inclusión: tener entre 65 y 80 años, ser independiente funcionalmente, no presentar enfermedad aguda ni enfermedades crónicas no controladas y aceptar la participación libre y voluntaria mediante consentimiento informado. Un resumen sobre la muestra puede observarse en la figura 14.

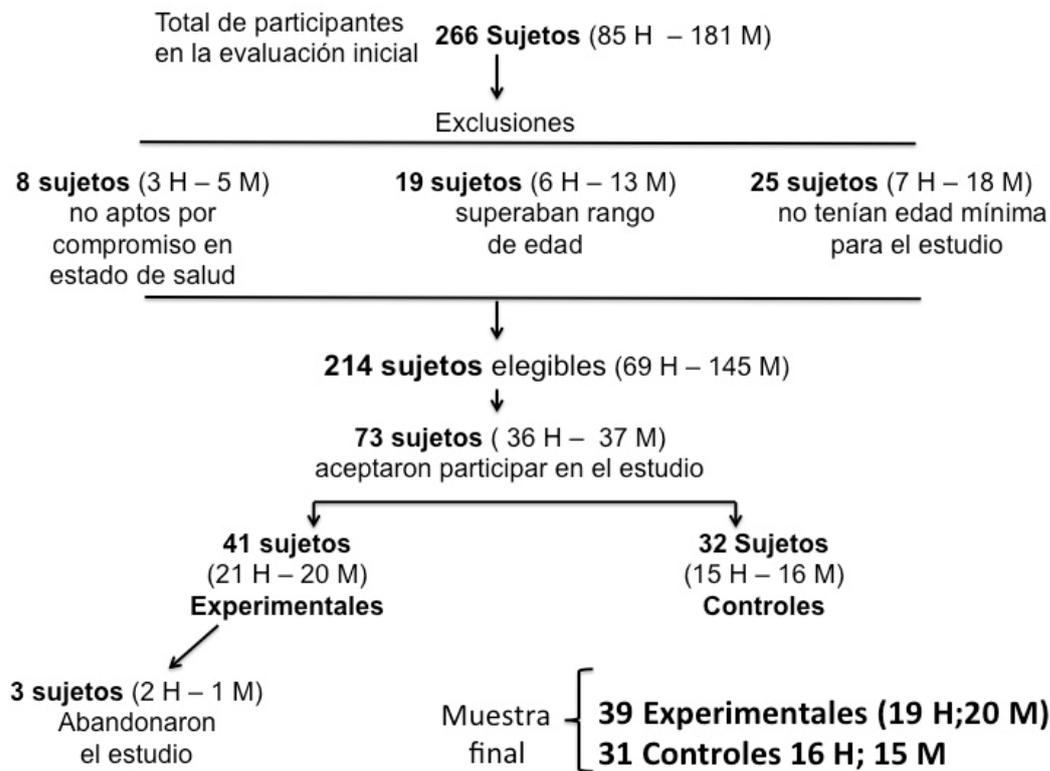


Figura 14 - Flujograma de la muestra del estudio.

H: Hombres. **M:** Mujeres.

Inicialmente la muestra se conformó por 73 sujetos (36 hombres y 37 mujeres) y en función de su disposición fueron asignados a grupos experimental y control. Luego que 3 casos abandonaron el estudio, 70 sujetos lo concluyeron y sus características más importantes se observan en la tabla 7.

| | Hombres | | Mujeres | |
|-------|---------------------------------|----------------------------|---------------------------------|----------------------------|
| | Experimentales <i>n</i> = 19 | Controles <i>n</i> = 15 | Experimentales <i>n</i> = 20 | Controles <i>n</i> = 16 |
| Edad | 70,6 (3,9) | 70,3 (3,9) | 71,5 (3,9) | 69,0 (4,9) |
| Talla | 168,1 (6,9) | 164,0 (6,7) | 153,2 (6,1) | 154,2 (5,2) |
| Peso | 76,3 (9,0) | 75,4 (10,9) | 61,3 (9,7) | 61,5 (10,1) |
| IMC | 26,9 (2,9) | 27,8 (2,9) | 26,1 (3,8) | 25,8 (4,1) |

Datos indicados como media (desviación estándar). Edad (años); Talla (cm); Peso (Kg); IMC (Kg/m²).

Tabla 7 - Características del grupo estudiado.

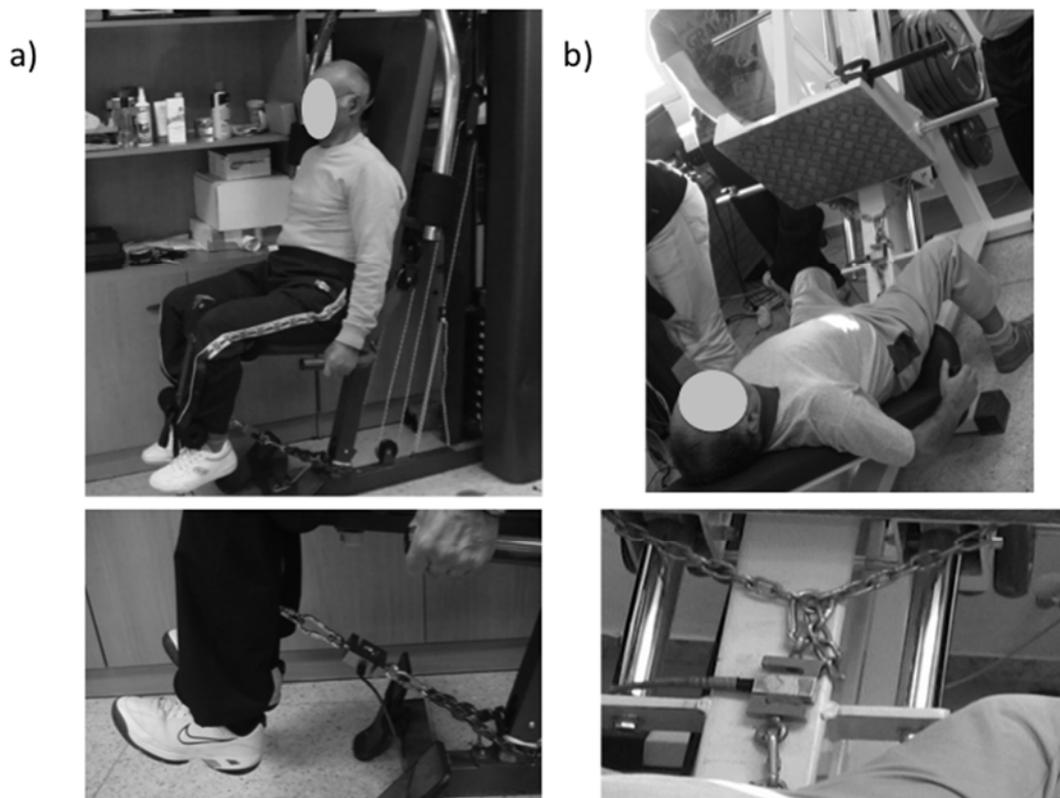
Al inicio del estudio se registraron variables sociodemográficas (género, edad), también se estratificó el riesgo para la actividad mediante el *Physical Activity Readiness Questionnaire* PAR-Q (Warburton et al., 2011) y cuando fue necesario, las respuestas fueron aclaradas mediante anamnesis y exploración médica. En general, los procedimientos garantizaron la protección de los sujetos según lo dispuesto en la Declaración de Helsinki (2008) y todas las evaluaciones se realizaron en el laboratorio de valoración de la condición física, que el Departamento de Ciencias Biomédicas tiene en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de León.

5.2 Evaluación de las manifestaciones de la fuerza

Se valoró la fuerza muscular de los miembros inferiores en tres formas de manifestación: Fuerza Máxima Isométrica, Fuerza Máxima Dinámica y Potencia. Todas las evaluaciones excepto la potencia fueron realizadas en dos máquinas diferentes: una prensa inclinada a 45° Gerva-Sport®, España y una MEP BH Fitness Nevada Pro-T®, España. La potencia solo se evaluó en esta última. En general las evaluaciones siguieron las recomendaciones de Brown y Weir (2001): se instruyó a la persona evaluada sobre la técnica y ejecución de la prueba; se realizaron tanto repeticiones de ensayo, como calentamiento específico previo, que permitieron el conocimiento y familiarización. Por otra parte, durante las pruebas se animó a desplegar el máximo potencial disponible en cada forma de evaluación de la fuerza, con estímulos verbales constantes por la parte evaluadora. Cuando hubo impedimentos que limitaran la realización de alguna prueba, esta no fue realizada

5.2.1 Evaluación de la fuerza máxima isométrica (FMI)

La FMI se expresó en kilogramos / fuerza (kgf). Para su evaluación se utilizó una célula de carga o galga extensiométrica Globus Ergometer ® con frecuencia de muestreo de 1000 Hertz y el software Globus Ergo Tester v1,5, Italia. La célula de carga se fijó en ambos extremos de la máquina respectiva, de modo que, en la prensa, muslo y pierna formaran un ángulo de 110° y en la MEP el mismo fuera de 90° (ver figura 15). Para ambos casos el ángulo fue verificado con un goniómetro TEC ®, España, fijando el eje en el cóndilo femoral lateral y las pinzas movibles, una paralela al eje mayor del muslo y la otra al de la pierna. En la primera evaluación se estableció la medida individual de ajuste de la máquina y el ángulo con el fin de garantizar condiciones similares de valoración cuando se hizo la prueba al final del programa.



a) Ubicación de la célula de carga en la MEP.

b) Ubicación de la célula de carga en la prensa de piernas.

Figura 15 – Ubicación de la célula de carga para evaluación de fuerza isométrica máxima.

Para la ejecución de la prueba, el evaluado se sentó en la máquina con la cabeza y el tronco apoyados al respaldo del asiento, sujetando con las manos los soportes laterales y permaneciendo con los miembros inferiores en flexión de rodilla a la angulación establecida. El evaluador accionaba el comando de la galga, a la vez que el evaluado realizaba una tensión isométrica máxima del cuádriceps femoral durante 5 segundos a la máxima capacidad. De dos intentos realizados se registró el mejor valor pico en kg / fuerza y el tiempo en que fue alcanzado. Además se controló cualitativamente la realización de la prueba descargando la información de la interfase en el Software *Graph*®, donde se pudo analizar gráficamente la curva de fuerza contra tiempo y certificar la correcta ejecución. Aunque el protocolo de evaluación estableció dos intentos efectivos, cuando este control reveló dificultades, se repitió la prueba hasta hacerla satisfactoriamente.

5.2.2 Evaluación de la fuerza máxima dinámica (FMD)

La FMD convencionalmente ha sido denominada en la bibliografía como Repetición Máxima - RM - (Dwyer y Davis, 2008). Para el procedimiento de evaluación de 1RM se ajustaron las recomendaciones de Brown y Weir (2001) a las características de la muestra y el tipo de prueba, de acuerdo con experiencias previas de nuestro laboratorio. Así, los sujetos realizaron un calentamiento de 5 minutos en cicloergómetro, seguido por estiramientos de la musculatura a evaluar. La ubicación en cada máquina requirió agarrar con ambas manos los soportes laterales y e iniciar el movimiento en su acción concéntrica con una flexión de rodilla a 90° verificados con goniometría, el movimiento terminaba en una extensión de la articulación próxima a 180°. El evaluador se ubicó a un lado del ejecutante proporcionando el *feedback* en cuanto a la técnica correcta de ejecución del ejercicio y a su vez animando al máximo despliegue de la capacidad medida.

Como carga inicial se estableció la resultante de multiplicar el peso corporal por un factor dependiendo de la máquina y con ese peso se ejecutaban 8 repeticiones. Luego se hacían 2 repeticiones al 70% de la misma carga

estimada; a partir de ahí los incrementos de carga se hicieron en función de la percepción subjetiva del esfuerzo determinada con la Escala OMNI-RES (Gearhart et al., 2011) y el criterio del evaluador haciendo 2 repeticiones cada serie hasta llegar al fallo. Cuando la masa incrementada no podía ser movida, se redujo la carga a la mitad en un nuevo intento hasta establecer el peso que podía movilizarse una sola vez. En todos los casos se procuró no superar un total de 5 series con una pausa de 2 minutos entre cada una.

En la prensa inclinada se dispuso, por seguridad, de un sistema de sujeción con una correa que limitaba el descenso de la plataforma más allá de la posición de partida (ver figura 16), la carga inicial se obtuvo de multiplicar el peso corporal por 1,6 y los incrementos fueron entre 20 y 40 kg.

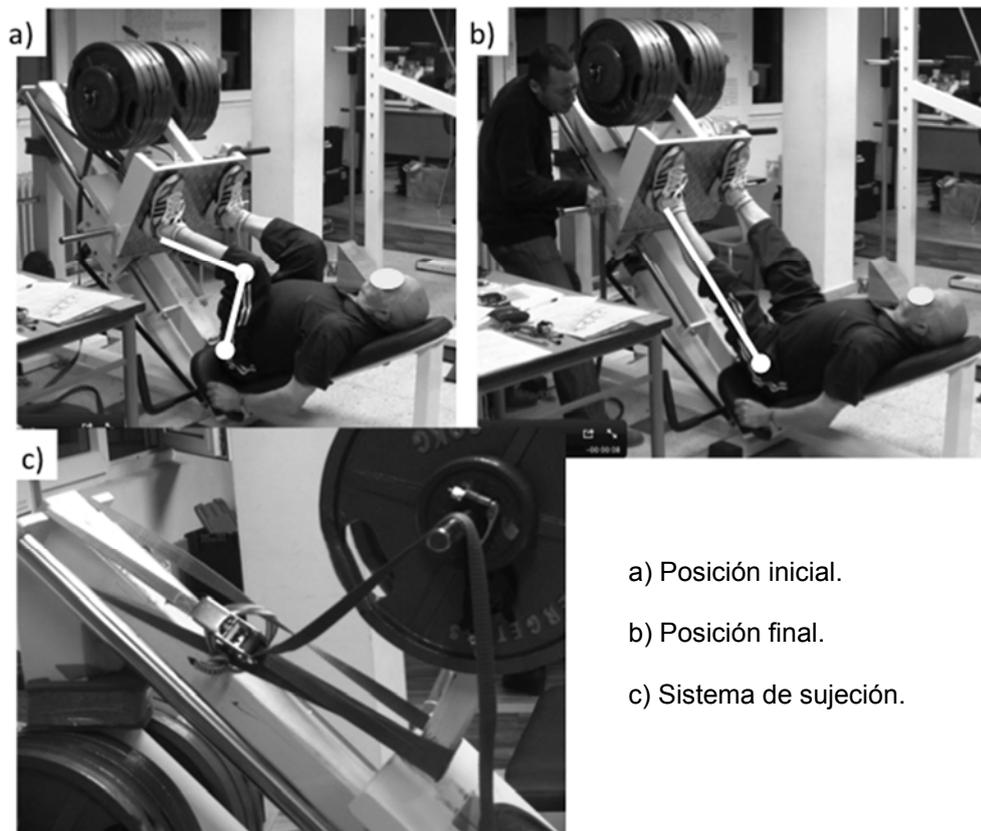
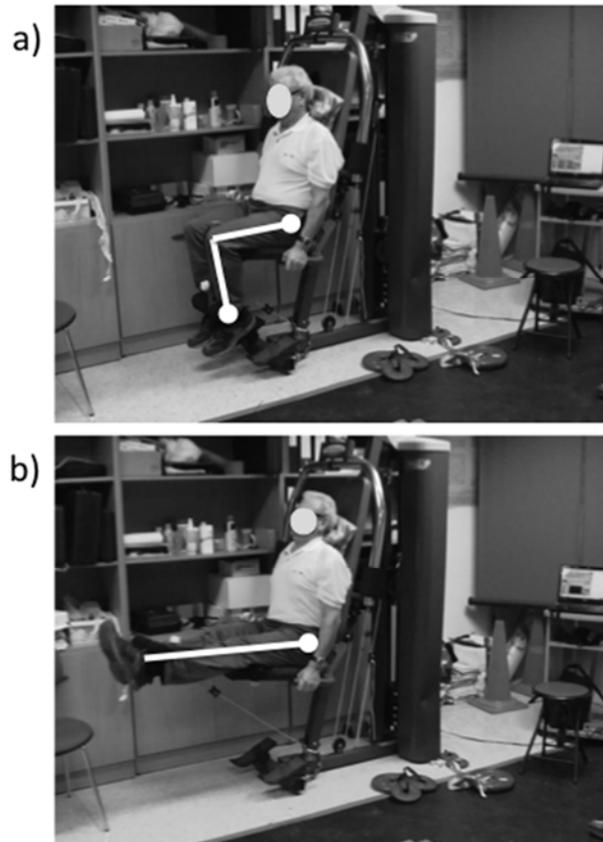


Figura 16 – Técnica de ejecución de evaluaciones en máquina prensa de piernas.

La MEP, se ajustó según las dimensiones de cada sujeto (ver figura 17); la carga inicial se obtuvo de multiplicar el peso corporal por 0,6 y los incrementos fueron entre 7 y 15 Kg.



a) Posición inicial.

b) Posición final.

Figura 17 – Técnica de ejecución de evaluaciones en MEP.

Al final del programa de entrenamiento, la evaluación se realizó en ambas máquinas con la misma metodología, pero variando el criterio de carga inicial, empezando con 8 repeticiones al 50% de la RM conocida para el sujeto, luego 2 al 70% de la misma carga y a partir de allí se continuaba con incrementos del modo como ya fue descrito hasta encontrar el valor máximo.

5.2.3 Evaluación de la Potencia

La potencia se determinó en una ejecución desde un ángulo de 90° de flexión de rodilla y hasta unos 180° de extensión completa. La determinación de la potencia se hizo mediante un transductor de posición lineal o encoder, marca Globus Real Power®, Italia, con frecuencia de muestreo de 1000 Hertz, una unidad central Tesys 800 y el Software Tesys 2008-Real Power 20.40 Test. El Encoder se conectó a las masas de resistencia de la MEP, de modo que se monitorizaba el desplazamiento vertical de las mismas. Se obtuvieron los valores de potencia media (P_{MEDIA}) y potencia pico (P_{PICO}) en función de los registros hechos por el transductor. De este modo la P_{MEDIA} correspondió al promedio del total de los registros a lo largo de todo el rango del movimiento y la P_{PICO} sería el mayor valor alcanzado en cualquiera de los intervalos en los que se calculó la potencia.

Para la realización de la prueba, la posición y la técnica de ejecución fue similar a la descrita para la evaluación de 1RM, excepto por el modo de movilizar la carga. En este caso se solicitó al ejecutante hacer la fase concéntrica del movimiento lo más rápido posible y buscando el mayor desplazamiento; no se especificó el modo de la fase excéntrica pero se controló la influencia que podría tener el efecto de la fuerza elástica acumulada, con una micro pausa de 2 segundos entre cada repetición, verificada mediante un comando verbal y/o táctil por parte del evaluador.

En ambos momentos del estudio se tomaron registros de potencia con 5 cargas de trabajo diferentes y en función de la FMD obtenida en la evaluación inicial. Se emplearon cargas correspondientes al 40, 50, 60, 70 y 80% de la RM y con cada una se hicieron 3 repeticiones con 2 minutos de pausa entre cargas. En cada sujeto se aleatorizaron las cargas para controlar el sesgo relacionado con el efecto de aprendizaje o la fatiga por sobrecarga progresiva.

Durante la ejecución de la prueba, el software Tesys 2008 proporcionaba un *feedback* gráfico que permitía valorar la adecuada ejecución de cada repetición (ver figura 18), el mismo fue utilizado para el análisis cualitativo y cuantitativo de las 3 repeticiones por carga y la selección de la que tuviera los mejores valores

de la P_{MEDIA} y la P_{PICO} concéntricas, que a su vez fueron los registrados para el análisis.

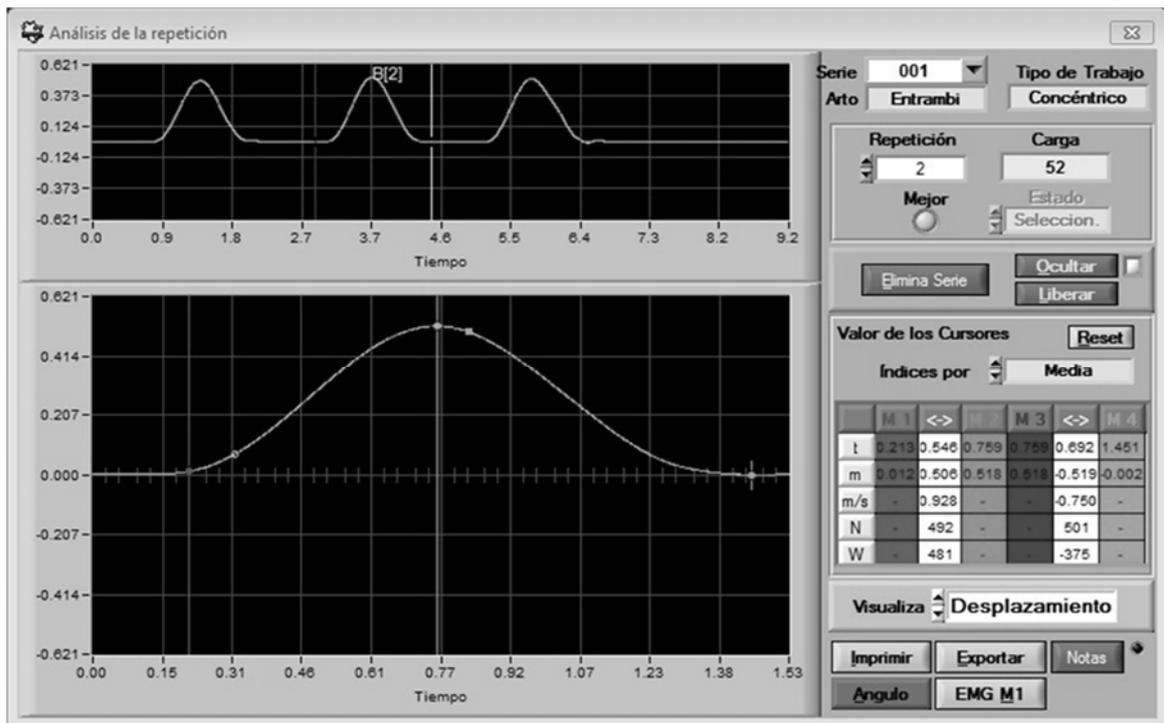


Figura 18 – Monitorización la potencia en el Software Tesys 2008 .

5.3 Evaluación de la capacidad funcional

Se realizaron tres pruebas de capacidad funcional de amplia utilización en contextos epidemiológicos y relacionadas con manifestaciones de la fuerza o sensibles a variaciones en esta capacidad (Mayson et al., 2008): sentadillas en 30 segundos que valora la fuerza de miembros inferiores; “8 Foot up and go” para agilidad y equilibrio dinámico y marcha estacionaria de dos minutos de duración. En todas la pruebas se registró el tiempo con un cronómetro digital Oregon Scientific ® y excepto la prueba de marcha, en las demás se usó una silla de 44 cm de alto y su espaldar apoyado contra la pared.

5.3.1 Prueba Sentadillas en 30 segundos (*Sit Stand Chair*)

El evaluado partió de una posición sentado con la espalda recta, la planta de los pies apoyados en el suelo y los brazos cruzados en el pecho. Tras una señal de partida se levantó completamente y regresó a la posición inicial hasta completar la mayor cantidad de ciclos posible en el tiempo indicado (Rikli y Jones, 2001).

5.3.2 Prueba “8 Foot Up and Go”

Se realizó ubicando un cono de 60 cm de alto a 2,44 m de distancia de la silla y sobre una superficie antideslizante; el evaluado inició sentado en posición de alerta, con las manos sobre sus muslos y a la señal de inicio, se incorporó y caminó de prisa rodeando el cono y volviéndose a sentar. Se registró el mejor tiempo empleado después de dos intentos (Rikli y Jones, 2001).

5.3.3 Prueba Marcha en 2 minutos (*2-min step Test*)

La prueba consistió en realizar marcha estacionaria elevando las rodillas a una altura fija y durante el tiempo establecido, cuantificándose el número de pasos realizados con la pierna derecha (Rikli y Jones, 2001). Previamente se midió en el evaluado el punto medio entre el trocánter y la patela con el fin que sirviera como referencia de máxima elevación de la rodilla durante la prueba y para asegurar esto, se ubicó enfrente una cinta tensionada a dicha altura para que sirviera de *feedback* visual.

Adicionalmente, al inicio del estudio y con el fin de caracterizar la muestra, se evaluó la fuerza de prensión manual (FPM) con un dinamómetro Jamar, ® de 1 kg de precisión (Lafayette Instrument Company, USA). El evaluado permaneció sentado con el brazo perpendicular al tronco, codo extendido y muñeca en posición neutra, sujetando con la mano el dinamómetro, que a su vez fue sostenido por el evaluador. Se hicieron dos intentos alternados por miembro, con pausa entre cada uno y se registró la mejor ejecución (Pijnappels et al., 2008).

5.4 Evaluación de la Composición Corporal

La talla se evaluó con un tallímetro de pared SECA Mess Band (precisión 1 mm) y el peso con una báscula SECA Detecto (precisión 200 gr). El IMC se obtuvo dividiendo el peso sobre la talla elevada al cuadrado. La composición corporal se valoró mediante Absorciometría Dual de Rayos X (DXA por sus siglas en inglés) utilizando un densitómetro *Lunar Prodigy, General Electric®* y el Software *Encore 2009®* versión 13.0; el analizador fue calibrado al inicio de cada jornada de evaluación. La exploración se hizo guardando reposo en posición decúbito supino, con los brazos a los lados del tronco y las manos pronadas, las piernas en una separación estándar al ancho de las caderas y asegurada por una cinta que sujetaba los tobillos. Aunque fueron realizadas tres exploraciones (cuerpo total, cadera izquierda y columna lumbar) que tomaron un tiempo total aproximado de 15 minutos por sujeto, para este estudio sólo se utilizaron los datos del análisis para cuerpo total. Se obtuvo información sobre la masa grasa, la masa ósea y la masa muscular, tanto a nivel corporal total como en regiones específicas (*Region Of Interest* - ROI por sus siglas en inglés) que a continuación detallamos.

5.4.1 Evaluación de la masa muscular en miembros inferiores

Se realizó un análisis más específico de la masa magra con el fin de detectar cambios clínicamente relevantes que pudieran ser atribuibles al programa de entrenamiento. Para esto, a través del Software *Encore®* se trazaron 9 zonas que abarcaron y subdividieron la región comprendida entre el borde inferior de las tuberosidades isquiáticas y la interlínea formada en la unión de los cóndilos femorales y los platillos tibiales en ambas piernas. De este modo, para el análisis se definieron siete ROIs, uno abarcó el área total comprendida por los muslos y los 6 restantes fueron cortes transversales conteniendo ambas piernas; cuatro de ellos de 2 cm y dos de 4 cm, asemejando los que se realizan con RMN.

Estos trazos se iniciaron desde la interlínea formada entre los cóndilos femorales y los platillos tibiales, ubicándolos cada 6 cm, de modo que representaran tres

zonas de los miembros inferiores: primero la zona proximal o región más alta y cercana a la cadera; segundo la zona medial o la siguiente más baja que la primera y tercero la zona distal o más cercana a la interlínea desde donde se iniciaron los cortes. Para efectos del análisis posterior la numeración de los ROI y su respectiva zona se observan y definen en la figura 19:

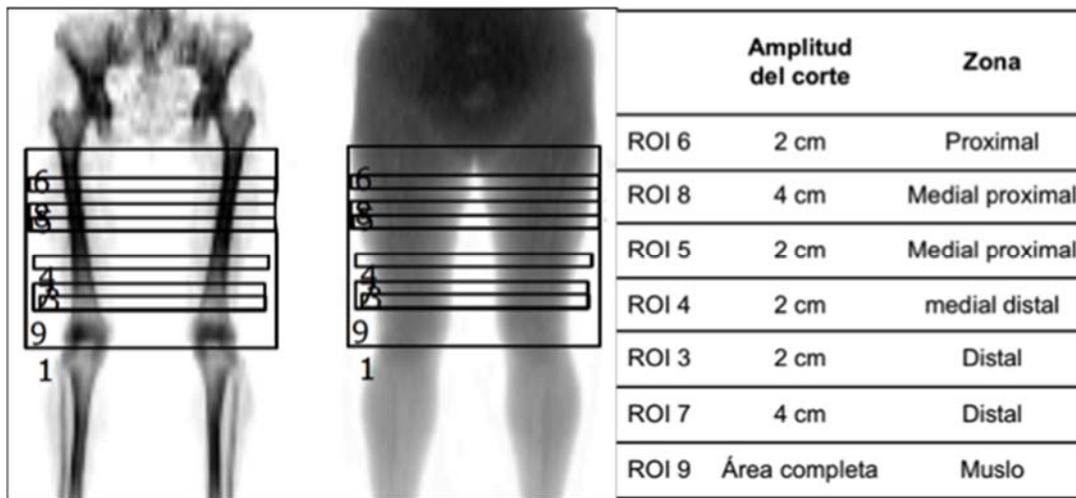


Figura 19 - Localización de las Regiones de Interés (ROI) .

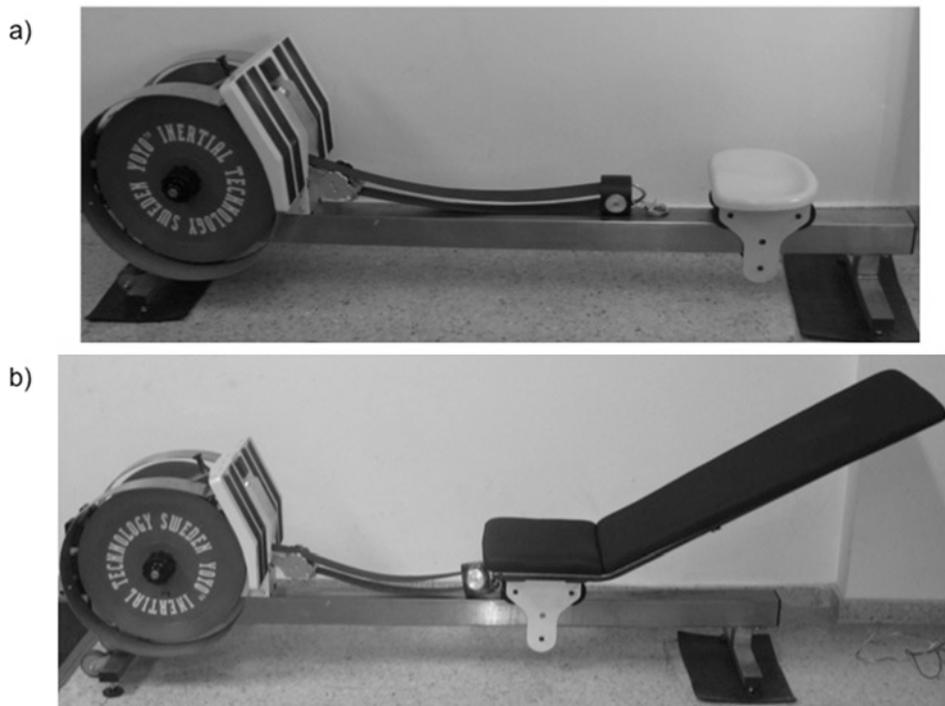
Un análisis previo para determinar la reproductibilidad de este método, nos permitió establecer coeficientes de correlación inter-evaluador de 0,97, intra-evaluador de 0,99 e intra-sujeto sujeto de 0,96.

5.5 Método para la determinación de la carga de trabajo (Estudio 1)

Para la determinación de la carga de trabajo, en primera instancia fue necesario adecuar el dispositivo YoYo™ Multigym (YoYo Technology AB™) para un uso cómodo y seguro por parte de la población estudiada. Esta máquina en su modelo original, supone que el ejecutante se sienta sobre un soporte móvil sin respaldo y debe vestir un arnés, desde el cual, con una hebilla se conecta al cinturón que envuelve el eje que impulsa los volantes, generando la tensión necesaria que permite mantener una posición del tronco inclinado hacia atrás sin caer del soporte sobre el que se sienta; pero esta forma de ejercitarse

demanda cierta coordinación para mantener la posición y ejecutar debidamente la técnica del ejercicio. Esta primera instancia supuso un obstáculo para el estudio, dadas las características de los sujetos en cuanto a edad, peso, condición física, experiencia previa en el entrenamiento de fuerza y uso del dispositivo.

Por lo anterior y basados en la existencia de variantes de esta máquina que incluían silla con espaldar (Huesser et al., 2008), realizamos una adecuación de la silla para que existiera apoyo en la cabeza y la espalda, de modo que la inclinación del tronco fuese estándar a 130 grados en todos los sujetos y el dispositivo no traccionara directamente de la persona, si no de la silla en la que se recostaba, así se facilitaba el trabajo y se evitaban posibles mecanismos de lesión (ver figura 20).



a) Dispositivo con la silla original. b) Dispositivo con la silla modificada.

Figura 20 - Dispositivo FWED original y modificado para el estudio.

En la primera semana se realizaron 2 sesiones de familiarización con la máquina YoYo™ y la técnica del ejercicio, buscando una sobrecarga excéntrica en la

acción de frenado. Posteriormente se realizaron 3 sesiones, cada una con carga inercial diferente. Estas fueron aleatorizadas en cada sujeto para eliminar el efecto del aprendizaje o una predisposición previa. El ejercicio consistió en ejecutar una potente extensión completa de las rodillas presionando con las plantas de los pies sobre una base rígida (fase concéntrica); tras ello y por la inercia generada, el dispositivo traccionaba con la misma intensidad al sujeto y este debía frenar en un punto de flexión de rodilla aproximado a 90°. El evaluador proporcionaba un estímulo táctil y auditivo para señalar el momento de frenado, también se utilizó un sistema de *feedback* visual que informa de las potencias de cada repetición. En todas las sesiones se hicieron 4 series de 7 repeticiones con dos minutos de pausa entre cada una.

La carga inercial se estableció utilizando dos clases de volantes con diferentes dimensiones y masas: el primero de virutas de madera moldeada con espesor de 12 mm, diámetro de 0,44 m y peso de 1 kg con un momento de inercia 0,0359 Kg·m² (Inercia1). El segundo volante de polímero de PVC con espesor de 13 mm, diámetro de 0,44 m y peso de 2,5 kg con un momento de inercia 0,0719 Kg·m² (Inercia 2). De este modo se establecieron tres cargas: la primera con un solo volante de Inercia 2; la segunda combinando los dos tipos de volantes descritos para una carga de Inercia 3 y la tercera, una carga de Inercia 4 usando los dos volantes de Inercia 2.

Las sesiones de ejercicios estuvieron separadas por un lapso entre 48 y 72 horas. En todos los casos se emplearon estímulos verbales constantes buscando el máximo esfuerzo en cada repetición. No se constataron episodios agudos o crónicos de dolor que limitaran la ejecución de las sesiones.

5.6 Programa de entrenamiento (Estudio 2)

Se aplicó un programa de entrenamiento reforzado excéntricamente utilizando como medio la máquina YoYo™ vista en la figura 11. La duración total fue de 12 semanas incluyendo las dos primeras de familiarización de los sujetos con los equipos; este tiempo fue determinado por ser el mínimo establecido en el cual se esperaba encontrar hipertrofia (Steib et al., 2010; Peterson et al., 2010). La frecuencia fue de 2 días no consecutivos a la semana, esto acorde con el mínimo recomendado por el ACSM para la ejercitación de esta capacidad con fines de salud (Nelson et al., 2007). En cada sesión los sujetos ejecutaron 4 series de 7 repeticiones desplegando la máxima potencia concéntrica posible en cada empuje y a su vez resistiendo la acción excéntrica a través del frenado, similar a como fue descrito en Estudio 1. Se hicieron pausas de dos minutos luego de cada serie. Se estableció una carga inercial estándar para todos los sujetos de acuerdo con los resultados del estudio piloto. Las series y repeticiones implementadas siguieron lo propuesto en varios estudios previos que sustentaron los efectos favorables del entrenamiento en estos dispositivos (Trappe et al., 2004; Tesch et al., 2004; Alkner y Tesch 2004b; Seynnes et al., 2007; Norrbrand et al., 2008, 2010).

Previo al inicio de cada sesión se realizó estiramiento del cuádriceps con 3 series de 10 segundos por pierna. Por otra parte y como elemento de adherencia al estudio, se complementó el programa con la ejercitación de la musculatura del tren superior y cuyos efectos no serán objeto de análisis. Por lo mismo, en cada sesión, los sujetos además hicieron un calentamiento de 7 minutos en ergómetro de brazos con una carga de 25 W, y 3 series de 8 - 12 repeticiones para *curl* de bíceps y *press* de pecho en posición sentado con 2 minutos de pausa entre series y 5 entre ejercicios. Se inició con una carga del 50% de 1 RM, que se incrementó cada 4 semanas hasta terminar con el 80%.

Las sesiones de trabajo de ambos estudios se monitorizaron con un Encoder óptico Smart Coach™ (Europe AB, Stockholm, Sweden), que viene instalado en la máquina YoYo™. La información fue procesada en el software Smart Coach v3.1.3.0. y según los algoritmos allí incorporados, con los datos de la carga

inercial empleada y la velocidad rotacional de los volantes medida, se calcula la P_{MEDIA} y la P_{PICO} , tanto concéntricas como excéntricas de cada repetición. Con estos datos se obtuvo el promedio en Vatios de cada serie y del total de la sesión. Estos fueron exportados a una hoja de cálculo para el análisis posterior de la dinámica de la potencia a lo largo del programa de entrenamiento.

5.7 Análisis de datos

Todos los análisis se realizaron con el programa SPSS/PC versión 19.0 ® y se estableció un nivel de significancia α de $p < 0,05$ para todos los contrastes entre variables. En general, para todas las variables se comprobó la normalidad de la distribución de los datos con la prueba Shapiro-Wilk y la estadística descriptiva se realizó con la media y desviación estándar (DE). Las pruebas específicas en cada uno de los estudios se describen a continuación:

5.7.1 Análisis de datos para el Estudio 1

Para el análisis de los datos la información se procesó por separado en los dos sexos. Se compararon los valores de potencia y de la relación entre potencias concéntrica y excéntrica entre las tres las cargas inerciales con la prueba ANOVA de medidas repetidas ajustada por la Post Hoc de Bonferroni. También se hicieron comparaciones entre sexos con la prueba T para muestras independientes verificando la homogeneidad de varianzas con la prueba de Levene. Por último, se compararon las medias de las potencias concéntrica versus excéntrica por cada carga inercial, con una prueba T para muestras relacionadas.

5.7.2 Análisis de datos para el Estudio 2

La información se procesó según el grupo (experimental o control) y en algunos análisis se hicieron comparaciones entre sexos inter e intra grupos. Para verificar los efectos del entrenamiento en las variables estudiadas, se utilizó la prueba T de Student para muestras relacionadas y se compararon los promedios pre y post entrenamiento. Para valorar la magnitud de los cambios presentados se

calculó la diferencia entre los valores pre y post y se expresó como delta porcentual ($\Delta\%$). Las comparaciones de este parámetro en las distintas variables se hicieron mediante la prueba T de Student para muestras independientes.

Por otra parte, se realizaron correlaciones de Pearson entre los $\Delta\%$ de las variables que tuvieron diferencias significativas, a fin de establecer posibles interrelaciones entre los cambios observados. El mismo procedimiento fue repetido entre estas variables y el valor promedio de la potencia registrada a lo largo del entrenamiento y para sus distintos componentes.

6. RESULTADOS ESTUDIO 1

6.1 Comparación de las potencias concéntrica y excéntrica a tres cargas distintas

En este estudio se analizó el efecto ejercido por tres cargas inerciales diferentes sobre la magnitud de las potencias concéntrica y excéntrica manifestadas en el dispositivo utilizado. De este modo, en la tabla 8 se resumen los valores de las potencia media concéntrica ($P_{\text{MEDIA CON}}$), potencia pico concéntrica ($P_{\text{PICO CON}}$), la potencia media excéntrica ($P_{\text{MEDIA EXC}}$) y la potencia pico excéntrica ($P_{\text{PICO EXC}}$), en términos absolutos y relativos al peso corporal para las tres cargas:

| | Inercia | Hombres | | Inercia | Mujeres | |
|------------------------|---------|------------------|--------------------------------|---------|------------------|--------------------------------|
| | | Potencia (W) | Potencia (W·Kg ⁻¹) | | Potencia (W) | Potencia (W·Kg ⁻¹) |
| $P_{\text{MEDIA CON}}$ | 2 | 271,0 (54,1) ¥ | 3,19 (0,85) ¥ | 2 | 170,0 (37,2) ¥ | 3,24 (0,72) ¥ |
| | 3 | 284,0 (57,1) ¥ | 3,37 (0,77) ¥ | 3 | 169,4 (36,4) ¥ | 3,19 (0,77) ¥ |
| | 4 | 254,1 (52,2) *†¥ | 3,04 (0,75) †¥ | 4 | 154,8 (30,1) *†¥ | 2,88 (0,66) *†¥ |
| $P_{\text{MEDIA EXC}}$ | 2 | 242,2 (55,1) † | 2,85 (0,92) † | 2 | 152,1 (36,2) | 2,92 (0,69) |
| | 3 | 266,5 (57,1) | 3,16 (0,87) | 3 | 154,3 (33,4) | 2,92 (0,78) |
| | 4 | 245,6 (53,2) | 2,93 (0,83) | 4 | 143,4 (28,6) | 2,70 (0,62) *† |
| $P_{\text{PICO CON}}$ | 2 | 459,1 (94,4) ¥ | 5,39 (1,50) ¥ | 2 | 292,5 (62,5) ¥ | 5,53 (1,17) ¥ |
| | 3 | 475,3 (91) | 5,66 (1,34) | 3 | 286,3 (55,5) | 5,34 (1,22) |
| | 4 | 428 (85,8) † | 5,09 (1,28) †¥ | 4 | 260,7 (46,8) *†¥ | 4,88 (1,03) *† |
| $P_{\text{PICO EXC}}$ | 2 | 438,2 (98,8) † | 5,13 (1,57) † | 2 | 276,4 (68,4) | 5,27 (1,32) |
| | 3 | 483,1 (95,7) | 5,61 (1,42) | 3 | 280,4 (69,7) | 5,39 (1,54) |
| | 4 | 451,9 (100,3) | 5,40 (1,43) | 4 | 281,1 (61,4) | 5,24 (1,45) |

Tabla 8 - Valores de potencia concéntrica y excéntrica con las diferentes cargas inerciales.

Valores presentados como: Media (DE). * Diferencias significativas $p < 0,05$ con inercia 2.

† Diferencias significativas $p < 0,05$ con inercia 3.

¥ Diferencias significativas $p < 0,05$ con la acción excéntrica de la misma carga inercial.

Según lo observado en la tabla 8, en todas las comparaciones, tanto los varones como las mujeres, manifiestan una menor $P_{\text{MEDIA CON}}$ cuando se ejercitan con una mayor inercia (inercia 4) que con las otras cargas. Y algo muy similar

acontece en lo relativo a la $P_{PICOCON}$, aunque en los varones esta diferencia sólo llega a ser significativa entre las inercias cuatro y la tres.

Los varones en lo relativo a los valores de $P_{MEDIAEXC}$ y $P_{PICOEXC}$, muestran mayores valores cuando se ejercitan con la carga inercial 3, si bien la diferencia con la carga 4 no llega a ser significativa (Media: $p=0,054$; Pico: $p=0,066$). En las mujeres no hay diferencias cuando la potencia se expresa en valores absolutos, pero sí aparecen en la $P_{MEDIAEXC}$ expresada en $W \cdot Kg^{-1}$, siendo la inercia 4 menor que las demás.

En ambos sexos la $P_{MEDIACON}$ fue significativamente mayor que la $P_{MEDIAEXC}$ y ocurre lo mismo en la P_{PICO} para la inercia 2. En cuanto a las cargas restantes de la P_{PICO} , no hubo diferencias en la inercia 3 y solo en la 4, las acciones excéntricas tuvieron un promedio mayor, que en el caso de los varones fue en $W \cdot kg^{-1}$. Por otra parte, las comparaciones entre sexos (no mostradas en la tabla) revelaron valores más altos y significativos ($p < 0,05$) para los varones en todas las potencias en ambas acciones musculares y en las tres cargas. Estas diferencias no se observan en la potencia expresada en $W \cdot kg^{-1}$.

Por otra parte, al considerar que los dispositivos YoYo™ se emplean para realizar un entrenamiento reforzado excéntricamente, quisimos ver la relación existente entre las potencias excéntricas, frente a las concéntricas, estableciendo un Índice de Sobrecarga Excéntrica (IS_{EXC}) obtenido de la relación porcentual entre las mismas para cada carga inercial y tanto para las P_{MEDIA} como las P_{PICO} , dicha relación se estableció mediante la siguiente fórmula:

$$IS_{EXC}: [(Potencia\ excéntrica / Potencia\ concéntrica) \cdot 100]$$

Los resultados del IS_{EXC} se muestran en la tabla 9

| I _{EXC} (%) | Inercia | Hombres | Mujeres | |
|----------------------|---------|------------|-----------------|-----------------|
| | | Media (DE) | Media (DE) | |
| Potencia | Media | 2 | 88,6 (9,3) † | 89,9 (6,1) |
| | | 3 | 93,5 (8,7) | 91,4 (7,9) |
| | | 4 | 95,9 (6,9) * | 93,4 (7,2) * |
| | Pico | 2 | 95,0 (9,8) | 94,6 (8,4) |
| | | 3 | 99,3 (8,9) | 100,3 (11,8) * |
| | | 4 | 107,5 (16,5) *† | 106,5 (13,3) *† |

Tabla 9 - Valores del I_{EXC} para las potencias media y pico con las diferentes cargas inerciales.

DE: Desviación Estándar. * Diferencias significativas $p < 0,05$ con inercia 2. † Diferencias significativas $p < 0,05$ con inercia 3.

En la tabla 9 se observa que el I_{EXC} en lo referente a la P_{MEDIA} en los varones, es menor con la carga 2 que con el resto de cargas y en las mujeres es únicamente menor con la carga 2 que con la cuatro. En la P_{PICO}, se muestra más alto con la inercia 4 tanto en los hombres como en las mujeres, si bien en las mujeres con la inercia 3 este índice es menor que con la 4 pero mayor que con la 2. Por otra parte, no hubo diferencias significativas cuando este índice se comparó entre sexos.

7. DISCUSIÓN ESTUDIO 1

No disponemos de referentes específicos de comparación, dado que el uso de esta tecnología en personas mayores es infrecuente y los estudios sobre dispositivos inerciales para ejercitar la fuerza tienen distintos objetivos, han sido con jóvenes universitarios (Caruso et al., 2006; Fernández-Gonzalo et al., 2014), adultos saludables (Alkner y Tesch 2004a; Norrbrand et al., 2008) y con deportistas (Tous et al., 2006); pocos han trabajado con ambos sexos (Caruso et al., 2006), hay diferencias en modelos del dispositivo, cargas inerciales, musculatura implicada y métodos de determinación de la potencia. Onambélé et al., (2008) que ejercitaron personas mayores tenían un dispositivo de modelo distinto y sus variables no son equivalentes a las nuestras.

El único estudio con un propósito similar aunque con diferente población y metodología fue el de Tous et al., (2006), quienes también encontraron que el momento de inercia influía en algunos parámetros cinemáticos evaluados en deportistas que ejercitaron la musculatura flexora de la rodilla, de modo que el momento de inercia más bajo generó mayor $P_{PICO\ CON}$. No obstante, la carga inercial no influyó en algunos parámetros distintos evaluados en ese estudio, cuando se compararon las acciones musculares entre sí, tal es el caso de los mayores valores para la velocidad excéntrica pico, fuerza concéntrica media y la excéntrica pico, esta última sólo en el caso de los sujetos experimentados.

Nuestros resultados muestran que en ambos sexos, las acciones concéntricas tienen mayores valores de P_{MEDIA} independiente de la carga inercial, de manera similar a lo descrito por Tous et al., (2006) para esta misma variable en sujetos sin experiencia en el uso del dispositivo y para la fuerza media concéntrica. Los mayores valores para las acciones concéntricas de diferentes parámetros cinemáticos evaluados en dispositivos YoYo™ también se pueden observar en los datos de pre test de distintos estudios, por ejemplo, en la $P_{MEDIA\ CON}$ al ejercitar músculos de la pantorrilla en jóvenes (Caruso et al., 2006) o en la $P_{PICO\ CON}$ de hombres sanos (Norrbrand et al., 2008). Nuestros resultados muestran mayores valores para la $P_{PICO\ EXC}$, que logra ser mayor que su misma concéntrica en la carga inercial más alta. Un comportamiento similar, sin considerar la carga, se observa en los datos del estudio de Lundberg et al., 2012)

que empleó un sistema de medición de potencia similar al nuestro y donde jóvenes alcanzaron una $P_{PICOEXC}$ superior a la concéntrica en dos dispositivos, prensa y extensión de piernas. Por otra parte, no encontramos diferencias entre acciones musculares en el caso de la inercia 3 para la P_{PICO} .

Es sabido que en condiciones normales de entrenamiento de la fuerza, el trabajo excéntrico es menor que el concéntrico (Hortobágyi et al., 1996; Reeves et al., 2009) y en el estudio de Norrbrand et al., (2008), se pueden comparar datos de P_{PICO} alcanzada en una máquina YoYo™ de extensión de piernas, versus pesas libres en sentadilla y aunque en ambos casos los valores concéntricos son superiores a los excéntricos, la diferencia entre estos es mayor para las pesas que el dispositivo inercial. Esto supone un refuerzo en la fase excéntrica del movimiento, a su vez comprobada en estudios que han usado otros parámetros y técnicas de evaluación como la electromiografía (Berg y Tesch, 1994, 1998; Caruso et al., 2006; Norrbrand et al., 2008, 2010, 2011). De este modo, cuando en nuestros resultados relacionamos las potencias alcanzadas en los dos tipos de acciones musculares a través del IS_{EXC} , observamos que la proporción encontrada casi equipara las potencias en dos de las cargas inerciales y la mayor sobrecarga excéntrica ocurre para la P_{PICO} (hombres 7,5% y mujeres 6,5%) en el índice del mayor momento de inercia.

Si bien, al ejercitarse en dispositivos como el estudiado la potencia excéntrica desarrollada podría ser superior a la concéntrica, según Tous et al., (2006) para conseguirlo se requiere de alta coordinación para lograr aplicar la fuerza necesaria justo en un momento cercano a completar la acción excéntrica, lo cual se constató en sus resultados con los sujetos que tuvieron más familiarización. En nuestro caso, la familiarización con el dispositivo y la técnica se orientó de acuerdo con lo realizado por otros autores (Tesch et al., 2004a; Norrbrand et al., 2010; Lundberg et al., 2012) utilizando dos sesiones previas, que, según lo hallado, quizás deban aumentarse en futuros estudios para mejorar la expresión de la potencia excéntrica y de la sobrecarga en estas acciones musculares. Además de lo anterior, al parecer, un momento de inercia más alto se correlacionaría con mayor sobrecarga excéntrica pero uno menor sería más

recomendable si se busca mejorar la potencia muscular y la velocidad de movimiento durante el ejercicio (Tous et al., 2006).

Sobre las diferencias entre sexos en la manifestación de potencia, pocos estudios realizados con dispositivos YoYo™ aportan datos que nos permitan contrastar los nuestros y son en población joven (Caruso et al., 2003, 2006; Fernández-Gonzalo et al., 2014). Aquellos diseños que incorporaron mujeres tuvieron un bajo número y procesaron los datos en conjunto con los hombres (Tesch et al., 2004a, 2004b; Onambélé et al., 2008). No obstante, las diferencias entre sexos observadas en este estudio son similares a las advertidas en otros parámetros para sujetos más jóvenes que ejercitaron el mismo grupo muscular en máquinas similares (Fernández-Gonzalo et al., 2014) o de otros modelos (Caruso et al., 2003, 2006), además que independientemente de la edad, las manifestaciones de la fuerza son superiores en el varón que en la mujer aún en la vejez (Hunter et al., 2004). Sin embargo, llama la atención que estas diferencias desaparecen cuando en nuestros resultados la potencia se expresó en $W \cdot kg^{-1}$, por lo cual, podemos sugerir que la capacidad de los hombres para generar mayor potencia en estos dispositivos estaría determinada por la mayor masa corporal.

Por otra parte, el envejecimiento supone la disminución en la capacidad de producir fuerza en cualquiera de sus manifestaciones, principalmente durante las acciones concéntricas (Reeves et al., 2009, Roig et al., 2010) lo cual explicaría la menor $P_{MEDIACON}$ y $P_{PICOCON}$ pico encontradas en la carga inercial más alta; pero a su vez, es sabido que existe una preservación en la capacidad de generar fuerza excéntrica (Roig et al., 2010). De hecho el mayor momento de inercia fue el que generó más sobrecarga excéntrica, aunque sus valores de $P_{MEDIACON}$ fueran más bajos y en la $P_{PICOCON}$ no resultaran significativos. Lo que subraya la importancia que una carga inercial demasiado alta para las condiciones funcionales de la persona puede ser desaconsejable para las fases iniciales del entrenamiento.

Futuros estudios podrían esclarecer aspectos relacionados con posibles determinantes de la potencia concéntrica y excéntrica desplegada por personas

mayores en estos dispositivos y que permitan establecer métodos de prescripción de la caga inercial óptima.

8. CONCLUSIONES ESTUDIO 1

A la vista de nuestros resultados, en el Estudio 1 podemos concluir que:

Primero: para el entrenamiento en la máquina Yo-Yo™ en personas mayores, la resistencia inercial a emplear dependerá de cuál sea el aspecto de la potencia que se utilice como referencia de entrenamiento. Si se desea entrenar con índices de sobrecarga excéntrica altos tanto medios como picos es preferible elegir inercias altas.

Si por otra parte se desea emplear de referencia los valores de potencia concéntrica tanto pico como media, se emplearían cualquiera de las inercias intermedias o bajas. Si por el contrario fuera la potencia excéntrica tanto media como pico la elegida, se emplearán inercias intermedias o altas.

Segundo: consideramos como carga óptima para el estudio la carga inercial 3, dado que es la carga con la que coincide tanto las manifestaciones de la potencias concéntricas como excéntricas más altas.

9. RESULTADOS ESTUDIO 2

9.1 Influencia del entrenamiento sobre las manifestaciones de la fuerza

Los efectos del entrenamiento se revisarán mediante comparación de las variables pre y post intervención. La magnitud del cambio se expresa en el delta porcentual (Δ %). En la tabla 10 se presentan los valores para FMI, FMD esta última expresada como RM y del Δ %, para los grupos experimental y control divididos por sexo:

| Variable | | Mujeres | | Hombres | |
|---------------|------------|----------------|----------------|----------------|--------------|
| | | GE (n=20) | GC (n=16) | GE (n=19) | GC (n=15) |
| FMI Prensa | Pre | 148,4 (44,3) | 143,9 (35,7) | 185,2 (48,3) | 199,3 (47,9) |
| | Post | 176,9 (47,3) * | 156,2 (29,7) * | 218,0 (54,7) * | 207,1 (42,4) |
| | Δ % | 22,8 (26,6) | 11,4 (18,2) | 20,1 (24,3) † | 5,7 (14,8) |
| FMI en MEP | Pre | 65,7 (11,8) | 68,5 (14,0) | 86,7 (17,1) | 97,9 (20,8) |
| | Post | 69,2 (17,4) | 68,9 (13,0) | 96,8 (14,3) * | 99,4 (17,5) |
| | Δ % | 4,7 (12,1) | 1,5 (11,9) | 13,5 (15,1) † | 2,8 (11,8) |
| RM Prensa | Pre | 168,9 (43,9) | 153,3 (28,4) | 221,0 (34,1) | 222,0 (34,0) |
| | Post | 201,4 (38,8) * | 154,8 (29,8) | 249,7 (36,5) * | 221,5 (34,6) |
| | Δ % | 22,0 (16,8) † | 1,6 (11,6) | 13,9 (13,8) † | 0,03 (6,7) |
| RM en MEP | Pre | 62,0 (11,9) | 58,3 (11,0) | 78,2 (9,4) | 86,1 (11,1) |
| | Post | 67,6 (13,3) * | 60,5 (13,0) | 87,2 (9,3) * | 88,4 (9,7) * |
| | Δ % | 9,1 (8,7) | 4,2 (13,9) | 12,3 (12,7) † | 3,0 (5,1) |

Tabla 10 – Valores pre y post para la Fuerza máxima isométrica y dinámica.

Datos presentados como media (DE) * Diferencias $p < 0,05$ con su valor pre-test.

† Diferencias $p < 0,05$ con su grupo control.

En la tabla 10 se observa que en ambos sexos el grupo experimental (GE) en comparación con el control (GC) tuvo diferencias significativas en todas las variables post entrenamiento con valores superiores; excepto en las mujeres para la FMI en la MEP donde no hubo significancia estadística. Llama la atención que en el GC también tuvo valores post entrenamiento mayores y significativos en la FMI en prensa de piernas para las mujeres y la RM en MEP para los hombres; aunque en las primeras el Δ % es apenas la mitad del alcanzado por el GE y en los segundos, este valor es muy bajo (3%). La comparación de los Δ % entre GE y GC según el sexo, muestra que en los hombres del GE hay valores

significativamente mayores para todas las variables y en las mujeres del mismo grupo sólo para RM de prensa.

Otro análisis se presenta en la tabla 11, donde se comparan los valores de la FMI y la FMD (Kilogramos / Fuerza - kgf) divididos por los kilogramos de masa magra del muslo:

| Variable | | Mujeres | | Hombres | |
|--------------------------|------|---------------|--------------|--------------|--------------|
| | | GE (n=20) | GC (n=16) | GE (n=19) | GC (n=15) |
| FMI Prensa (kgf / kg) | Pre | 22,4 (5,5) | 21,7 (5,2) | 19,4 (5,7) | 20,1 (5,6) |
| | Post | 26,1 (6,0)* | 23,4 (4,4) | 22,0 (6,1)* | 20,8 (5,5) |
| | Δ % | 12,7 (17,4) | 7,3 (16,0) | 11,2 (14,9) | 2,2 (13,8) |
| FMI en MEP (kgf / kg) | Pre | 9,9 (1,2) | 10,3 (1,9) | 9,0 (1,6) | 9,8 (2,3) |
| | Post | 10,0 (1,7) | 10,3 (1,7) | 9,7 (1,2)* | 9,8 (1,9) |
| | Δ % | 0,1 (11,2) | 0,0 (9,7) | 7,1 (14,6) | 0,1 (10,3) |
| RM Prensa (kgf / kg) | Pre | 25,8 (6,8) | 23,1 (3,8) | 23,1 (4,4) | 22,2 (3,3) |
| | Post | 29,7 (4,8)* | 23,1 (4,1) | 25,2 (4,5)* | 21,9 (3,8) |
| | Δ % | 13,9 (13,1) † | 0,0 (11,1) | 7,7 (13,0) † | - 1,9 (6,2) |
| RM en MEP (kgf / kg) | Pre | 9,3 (1,4) | 8,8 (1,8) | 8,1 (1,0) | 8,6 (1,1) |
| | Post | 9,8 (1,6)* | 9,0 (1,6) | 8,8 (1,2) * | 8,8 (1,2) |
| | Δ % | 4,6 (8,5) | 1,7 (13,1) | 7,0 (9,1) † | 1,2 (5,2) |

Tabla 11 – Valores pre y post para la fuerza máxima isométrica y dinámica relativos a la masa magra del muslo.

Datos presentados como media (DE) * Diferencias p<0,05 con su valor pre-test.

† Diferencias p<0,05 con su grupo control.

En la tabla 11 se observa que las diferencias antes señaladas en los valores absolutos de FMI y FMD a favor del GE en ambos sexos, se ratifican cuando estos valores se relativizan a la masa magra del muslo. También se encuentra que dejan de observarse las diferencias presentes en la tabla 10 en aquellas variables que habían resultado significativas para el GC en el post entrenamiento. Tampoco las de los Δ % en la FMI a favor de los hombres del GE, sin embargo sus valores siguen siendo mucho más altos que los del GC.

Sobre la influencia del programa en otras manifestaciones de la fuerza, la tabla 12 presenta los valores de comparación para la P_{MEDIA} manifestada frente a 5 cargas diferentes de trabajo en la MEP:

| Potencia Media Extensión de Piernas (W) | | Mujeres | | Hombres | |
|--------------------------------------------|------|----------------|---------------|---------------|--------------|
| | | GE (n=20) | GC (n=16) | GE (n=20) | GC (n=16) |
| 40% 1 RM | Pre | 181,9 (57,1) | 182,6 (55,9) | 288,2 (60,1) | 343,8 (55,1) |
| | Post | 212,6 (63,5)* | 196,5 (51,6)* | 314,5 (61,9)* | 356,5 (58,9) |
| | Δ % | 19,8 (23,0) | 11 (17,4) | 10,2 (15,5) | 4 (9,7) |
| 50% 1 RM | Pre | 191,3 (63,9) | 198,9 (56,7) | 323,7 (68,3) | 372,7 (62,9) |
| | Post | 228,3 (79,4)* | 210,4 (59,5) | 353,6 (66,9)* | 383,7 (75,2) |
| | Δ % | 22,6 (24,8) † | 6,5 (13,4) | 10,3 (12,1) | 2,9 (9) |
| 60% 1 RM | Pre | 192,4 (69,4) | 201,4 (59,3) | 329,5 (72,3) | 376 (62,8) |
| | Post | 233 (81,8)* | 211,2 (60) | 364,7 (70,1)* | 389,9 (75,2) |
| | Δ % | 24,7 (22,6) †¥ | 7,5 (17,1) | 11,9 (11,9) | 3,7 (11,5) |
| 70% 1 RM | Pre | 199,9 (93,5) | 185,4 (57,3) | 334,8 (70,7) | 379,4 (85,1) |
| | Post | 224,7 (85,7)* | 206,4 (71,3)* | 362,6 (74,8)* | 385,4 (50,5) |
| | Δ % | 16,6 (22,3) | 12,3 (21,6) | 9,1 (13,7) | 4,1 (15) |
| 80% 1 RM | Pre | 178,8 (71,1) | 183,5 (52,7) | 328,6 (87,1) | 311,7 (75,3) |
| | Post | 201,4 (83,9) | 184,5 (65,8) | 346,5 (88,1) | 333,1 (79) |
| | Δ % | 18,2 (32,2) | 9,1 (31,8) | 7,6 (18,9) | 8,8 (19,9) |

Tabla 12 - Valores pre y post para la potencia media a 5 cargas distintas de trabajo.

Datos presentados como Media (DE) * Diferencias $p < 0,05$ con su valor pre-test.

† Diferencias $p < 0,05$ con su grupo control. ¥ Diferencias $p < 0,05$ intra grupo por sexo.

En la tabla 12 se observa que el GE en ambos sexos tuvo diferencias significativas en cuatro cargas del 40 al 70% de 1RM, siempre con valores mayores para el post entrenamiento. En el GC solo se observaron esas mismas diferencias para las mujeres en el 40 y el 70% de 1RM. Por otra parte, la comparación de los $\Delta\%$ entre GE y GC según el sexo, solo muestra diferencias significativas a dos cargas: el 50 y el 60% de 1RM, que se observaron entre las mujeres (50% de 1RM: $p=0,021$. Y 60% de 1RM: $p=0,017$). Los valores de estas mismas comparaciones relativizando la potencia a la masa magra del muslo, se presentan en la tabla 13:

| Potencia Media (W / kg) | | Mujeres | | Hombres | |
|----------------------------|------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | | GE (n=20) | GC (n=16) | GE (n=20) | GC (n=16) |
| 40% 1 RM | Pre | 27,0 (6,6) | 27,4 (7,6) | 29,8 (5,2) | 34,4 (5,6) |
| | Post | 30,6 (7,1) | 29,2 (6,6)* | 31,5 (5,3) | 35,1 (5,4) |
| | Δ % | 10,3 (18,8) | 7,3 (13,2) | 4,6 (12,6) | 1,7 (8,5) |
| 50% 1 RM | Pre | 28,3 (7,5) | 29,8 (7,8) | 33,2 (4,6) | 37,3 (6,0) |
| | Post | 32,8 (8,9)* | 31,2 (7,6) | 35,3 (5,3)* | 37,7 (6,8) |
| | Δ % | 12,1, (18,7) | 4,1 (10,8) | 5,3 (9,9) | 0,7 (8,0) |
| 60% 1 RM | Pre | 28,4 (8,1) | 30,2 (8,5) | 33,8 (5,4) | 37,7 (6,3) |
| | Post | 33,5 (9,0)* | 31,3 (7,7) | 36,3 (5,1)* | 38,4 (6,8) |
| | Δ % | 14,6 (13,9)¥ | 4,2 (13,8) | 6,8 (8,8) | 0,9 (12,0) |
| 70% 1 RM | Pre | 29,4 (11,2) | 27,7 (7,9) | 34,4 (5,5) | 37,7 (6,5) |
| | Post | 32,1 (9,3) | 30,6 (9,7) | 36,2 (6,2) | 38,1 (5,4) |
| | Δ % | 8,5 (15,7) | 6,4 (21,3) | 3,9 (12,0) | 0,1 (17,9) |
| 80% 1 RM | Pre | 26,3 (8,6) | 27,3 (7,2) | 33,8 (8,6) | 31,2 (7,6) |
| | Post | 28,7 (9,6) | 28,6 (8,0) | 34,3 (6,5) | 33,1 (8,3) |
| | Δ % | 6,0 (25,7) | 0,1 (29,3) | 0,8 (30,3) | 2,7 (25,0) |

Tabla 13 - Valores pre y post para la potencia media relativa a la masa magra del muslo a 5 cargas diferentes de trabajo.

Datos presentados como Media (DE) * Diferencias $p < 0,05$ con su valor pre-test.

† Diferencias $p < 0,05$ con su grupo control. ¥ Diferencias $p < 0,05$ intra grupo por sexo.

En la tabla 13 se observa que las diferencias descritas para la potencia en valores absolutos, solo se confirman en dos de las cuatro cargas para cada uno de los sexos en el GE: el 50 y el 60% de 1RM; también en las mujeres del GC al 40% de 1RM y cabe anotar que en este mismo grupo ya no se presentan diferencias para la carga al 70% de 1RM. En la comparación de los Δ% inter grupos, contrariamente a lo expuesto en la tabla 12, no se hallaron diferencias y cuando la comparación se hizo por sexos e intra grupo permanecen las observadas al 60% de 1 RM entre mujeres y hombres del GE con Δ% más alto para las primeras.

El análisis comparativo para la para la P_{PICO} se muestra en la tabla 14:

| Potencia Pico (W) | | Mujeres | | Hombres | |
|----------------------|------|-----------------|---------------|----------------|----------------|
| | | GE (n=20) | GC (n=16) | GE (n=20) | GC (n=16) |
| 40% 1 RM | Pre | 427,3 (335,3) | 408,3 (136,8) | 27,1 (223,1) | 822,1 (204) |
| | Post | 556,3 (306,7) | 441,3 (171) | 797,6 (203,3) | 859,9 (189,5) |
| | Δ % | 54,8 (81,3) † ¥ | 8,9 (21,9) | 14 (28,1) | 6,2 (15,6) |
| 50% 1 RM | Pre | 431 (176,8) | 413,4 (124,9) | 736,9 (177,3) | 815,3 (226,7) |
| | Post | 545,6 (334,1) | 444,6 (133,9) | 770,5 (188,2) | 859 (212) |
| | Δ % | 31,3 (63,5) | 12,7 (41,7) | 6,7 (22,1) | 8,2 (21,5) |
| 60% 1 RM | Pre | 417,4 (236,3) | 401,9 (113,4) | 665,3 (183) | 768,1 (163,3) |
| | Post | 538,5 (331,4) | 408,7 (122,8) | 755,1 (171,6)* | 793 (237,2) |
| | Δ % | 40,5 (72,4) † | 3,4 (16,4) | 16,3 (22,6) | 2,3 (19,1) |
| 70% 1 RM | Pre | 462,7 (491,3) | 374,5 (150) | 668,5 (188,5) | 720,6 (125,2) |
| | Post | 610,2 (590,4) | 398,6 (152,5) | 738,6 (219,6) | 830,1 (163,2)* |
| | Δ % | 49,1 (142,3) | 10 (30) | 13 (27,9) | 16,6 (22,4) |
| 80% 1 RM | Pre | 350,9 (159,6) | 335,5 (99,1) | 594,5 (166,7) | 724,1 (302,6) |
| | Post | 528,9 (498,8) | 364,2 (165,1) | 695,5 (224,7)* | 711,3 (210,3) |
| | Δ % | 55,7 (139,7) | 18,5 (44,4) | 18,7 (30,6) | 4 (25) |

Tabla 14 - Valores pre y post para la potencia pico a 5 cargas diferentes de trabajo.

Datos presentados como Media (DE) * Diferencias $p < 0,05$ con su valor pre-test.

† Diferencias $p < 0,05$ con su grupo control. ¥ Diferencias $p < 0,05$ intra-grupo por sexo.

Según lo expuesto en la tabla 14, no se observan diferencias significativas en los valores pre y post entrenamiento en los grupos de mujeres y tales diferencias solo se manifiestan en los hombres del GE al 60 y al 80% de 1RM y en los del GC al 70%. Es importante señalar que los valores post entrenamiento fueron superiores en todas las cargas y en todos los grupos, excepto al 80% de 1RM en los hombres del GC; en general, para la variable P_{PICO} la dispersión de los datos es bastante alta.

No se observaron diferencias entre los $\Delta\%$ de las diferentes cargas en los grupos de hombres. Por otra parte, aunque las mujeres no tuvieron diferencias significativas pre y post entrenamiento, éstas si se observaron entre los $\Delta\%$ al 40 y 60% de 1 RM en el GE frente a su GC. Estas mismas diferencias se reflejaron en las comparaciones intra grupo por sexos, donde los $\Delta\%$ de las mujeres del GE fueron superiores a los hombres al 40% de 1RM, frente a ninguna en el GC.

El mismo análisis anterior hecho con la potencia pico relativa a la masa magra del muslo ($W \cdot kg^{-1}$), se presenta en la tabla 15:

| Potencia Pico (W / kg) | | Mujeres | | Hombres | |
|---------------------------|------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | | GE (n=20) | GC (n=16) | GE (n=20) | GC (n=16) |
| 40% 1 RM | Pre | 62,1 (41,2) | 61,2 (18,9) | 75,4 (23,9) | 81,9 (19,0) |
| | Post | 79,5 (39,4) | 64,9 (20,7) | 79,3 (16,6) | 84,3 (16,3) |
| | Δ % | 12,9 (51,7) | 4,2 (17,8) | 3,9 (23,8) | 3,0 (10,4) |
| 50% 1 RM | Pre | 63,6 (20,7) | 61,8 (16,6) | 75,6 (14,1) | 81,6 (23,2) |
| | Post | 78,0 (43,0) | 65,4 (16,0) | 75,6 (14,1) | 84,1 (17,7) |
| | Δ % | 7,6 (36,5) | 3,1 (24,4) | 0,4 (18,6) | 3,0 (17,6) |
| 60% 1 RM | Pre | 61,4 (30,1) | 60,2 (16,0) | 68,2 (14,5) | 76,8 (16,4) |
| | Post | 76,7 (41,1) | 60,6 (15,8) | 75,0 (12,9)* | 77,4 (21,5) |
| | Δ % | 11,8 (33,1) | 0,4 (14,4) | 8,6 (14,6) | 3,9 (27,6) |
| 70% 1 RM | Pre | 66,7 (61,4) | 55,9 (21,2) | 68,6 (16,9) | 72,3 (13,8) |
| | Post | 84,8 (75,9) | 59,0 (21,3) | 73,4 (18,7) | 82,0 (15,8)* |
| | Δ % | 5,7 (35,8) | 1,8 (26,6) | 3,2 (24,0) | 10,3 (14,8) |
| 80% 1 RM | Pre | 50,2 (71,1) | 49,4 (13,6) | 59,1 (14,5) | 72,2 (32,2) |
| | Post | 73,9 (65,1) | 56,2 (20,7) | 69,1 (20,8)* | 70,9 (23,3) |
| | Δ % | 8,0 (42,1) | 3,1 (44,0) | 11,8 (17,2) | - 5,9 (46,3) |

Tabla 15 - Valores pre y post para la potencia pico relativa a la masa magra del muslo a 5 cargas distintas de trabajo.

Datos presentados como Media (DE) * Diferencias $p < 0,05$ con su valor pre-test.

En la tabla 15 puede observarse que todas las diferencias encontradas en la potencia en términos absolutos para las mujeres GE ya no se observan y las diferencias presentes en los hombres, tanto en el GE como en GC son iguales al análisis anterior. En general se advierte que la elevada dispersión descrita para la potencia expresada en Vatios, en este caso se reduce ostensiblemente en la mayoría de las variables, aunque los coeficientes de variación siguen siendo altos.

9.2 Efectos del entrenamiento sobre la capacidad funcional

A continuación, en la tabla 16 se resumen los valores de las pruebas de capacidad funcional en los grupos estudiados:

| Variable | | Mujeres | | Hombres | |
|---------------------------|------|--------------|--------------|----------------|--------------|
| | | GE (n=20) | GC (n=16) | GE (n=20) | GC (n=16) |
| Sentadillas 30 seg. | Pre | 20,2 (2,7) | 18,0 (3,3) | 17,6 (5,1) | 18,1 (2,9) |
| | Post | 22,1 (3,0) | 19,0 (3,6) | 21,9 (5,7) * | 20,1 (3,5) * |
| | Δ % | 11,0 (20,3) | 7,0 (18,2) | 27,2 (22,6) †¥ | 11,8 (15,9) |
| Marcha 2 min. (seg) | Pre | 117,7 (12,9) | 110,6 (17,9) | 110,4 (19,0) | 116,6 (19,0) |
| | Post | 124,4 (11,3) | 112,6 (14,0) | 121,6 (21,9) * | 118,7 (14,0) |
| | Δ % | 6,7 (14,0) | 2,9 (13,0) | 10,5 (10,9) | 3,2 (12,0) |
| Up and Go (seg) | Pre | 4,77 (0,49) | 4,88 (0,60) | 4,58 (0,51) | 4,78 (0,69) |
| | Post | 4,6 (0,31) | 4,7 (0,52) * | 4,4 (0,52) * | 4,5 (0,56) * |
| | Δ % | -2,5 (6,2) | -4,0 (7,6) | -3,8 (5,4) | -5,5 (7,5) |
| FPM (kg) | Pre | 22,5 (4,6) | 23,9 (3,9) | 38,6 (8,1) | 39,4 (7,2) |

Tabla 16 - Valores pre y post para la capacidad funcional.

Datos presentados como Media (DE) * Diferencias $p < 0,05$ con su valor pre-test. † Diferencias $p < 0,05$ con su grupo control. ¥ Diferencias $p < 0,05$ intra-grupo por sexo. **FPM**: Fuerza de Prensión Manual. **min**: Minutos. **seg**: Segundos.

En la tabla 16 se observa que las diferencias presentes en la pruebas funcionales, en su mayoría parecen inconsistentes, puesto que solo el caso de la prueba de Marcha en 2 minutos en los hombres del GE podría explicarse como efecto del entrenamiento. Las demás diferencias observadas involucran a ambos grupos en los hombres (Sentadillas en 30 seg y *Up and Go*) y solo a las mujeres del GC (*Up and Go*). Sin embargo, al comparar los $\Delta\%$ solo se observaron diferencias en la prueba de sentadillas en 30 seg a favor de los hombres del GE, quienes tuvieron un mayor promedio en comparación con su GC ($p=0,032$) y las mujeres de su mismo grupo ($p=0,024$).

9.3 Efectos del entrenamiento sobre la composición corporal y la masa muscular de miembros inferiores

Las tablas 17 – 19 compilan la información de los valores pre y post entrenamiento en los compartimentos magro y óseo para la composición corporal, así como la de los ROI:

| Variable | | Mujeres | | Hombres | |
|---------------------------------------|------|--------------|---------------|--------------|--------------|
| | | GE (n=20) | GC (n=16) | GE (n=20) | GC (n=16) |
| Peso (kg) | Pre | 61,3 (9,7) | 61,5 (10,1) | 76,3 (9,0) | 75,4 (11) |
| | Post | 61,6 (9,8) | 61,1 (10,9) | 77,1 (9,1) * | 75,9 (11,3) |
| | Δ % | 0,53 (1,9) | -0,73 (3,4) | 1,1 (1,9)0 | 0,69 (1,7) |
| IMC (kg/m ²) | Pre | 26,1 (3,8) | 25,8 (4,1) | 27,0 (2,2) | 27,8 (2,9) |
| | Post | 26,2 (3,8) | 25,7 (4,5) | 27,2 (2,2) * | 28,0 (2,9) |
| | Δ % | 0,53 (1,9) | -0,73 (3,4) | 1,1 (1,9) | 0,69 (1,7) |
| Total Masa Magra (kg) | Pre | 36,6 (3,8) | 36,5 (2,7) | 51,7 (5,6) | 52,7 (4,6) |
| | Post | 37,1 (3,9) * | 36,6 (3,2) | 52,6 (5,4) * | 52,9 (4,9) |
| | Δ % | 1,3 (2,0) | 0,19 (3,3) | 1,9 (3,0) | 0,39 (2,2) |
| Masa Magra Piernas (kg) | Pre | 11,5 (1,3) | 11,4 (1,2) | 16,2 (1,9) | 16,3 (1,7) |
| | Post | 11,7 (1,3) | 11,4 (1,2) | 16,6 (1,8) * | 16,5 (1,8) |
| | Δ % | 2,0 (6,6) | 0,03 (3,0) | 2,1 (3,3) | 1,6 (2,9) |
| Total Masa ósea (kg) | Pre | 2,03 (0,3) | 2,08 (0,32) | 2,84 (0,34) | 2,77 (0,46) |
| | Post | 2,02 (0,3) | 2,06 (0,31) | 2,83 (0,35) | 2,76 (0,42) |
| | Δ % | -0,56 (1,7) | -0,74 (2,2) | -0,30 (2,7) | -0,31 (2,5) |
| DMO Fémur (gr/cm ²) | Pre | 0,87 (0,11) | 0,87 (0,08) | 0,94 (0,15) | 0,92 (0,16) |
| | Post | 0,89 (0,11) | 0,91 (0,07) * | 1,0 (0,14) * | 1,0 (0,18) * |
| | Δ % | 1,9 (5,2) | 4,9 (5,5) | 7,0 (9,5) | 9,2 (5,1) |

Tabla 17 – Valores pre y post de parámetros de composición corporal.

Datos presentados como Media (DE) * Diferencias p<0,05 con su valor pre-test. † Diferencias p<0,05 con su grupo control. **DMO**: Densidad Mineral Ósea.

En la tabla 17 se observa que los hombres del GE presentaron mayores valores post entrenamiento con diferencias significativas frente a sus datos basales de peso, IMC, masa magra total y de las piernas; esto en contraste con su GC donde no hubo diferencias entre los dos momentos. En las mujeres, la única variable que presentó diferencias fue la masa magra total también a favor de GE.

Por otra parte, el total de masa ósea no tuvo ningún cambio en grupo alguno, no obstante, estos si se observan en la DMO del fémur, donde, excepto las mujeres del GE, los demás grupos tuvieron valores superiores y significativos en el post entrenamiento. Un análisis más detallado de las ganancias de masa magra registradas anteriormente se muestra en la tabla 18:

| ROI Masa Magra (gr) | | Mujeres | | Hombres | |
|-------------------------------------|------|---------------|---------------|------------------|----------------|
| | | GE (n=20) | GC (n=16) | GE (n=20) | GC (n=16) |
| ROI 6 Proximal 2 cm | Pre | 532,5 (53,7) | 506,7 (53,1) | 652,4 (68,1) | 713,4 (85,5) |
| | Post | 541,1 (59,4) | 512,8 (63,9) | 673,9 (65,9) * | 726,9 (98,0) |
| | Δ % | 1,6 (3,8) | 1,1 (5,7) | 3,5 (4,7) | 1,8 (3,6) |
| ROI 5 Medial Proximal 2 cm | Pre | 437,8 (55,9) | 425,4 (57,7) | 546,2 (61,2) | 600,2 (55,7) |
| | Post | 444,3 (61,9) | 423,8 (59,4) | 562,5 (55,7) * | 611,6 (63,2) * |
| | Δ % | 1,4 (4,1) | -0,26 (5,8) | 3,2 (3,4) | 1,8 (3,0) |
| ROI 8 Medial Proximal 4 cm | Pre | 920,3 (115,7) | 893,6 (112,6) | 1139,1 (123,5) | 1254,6 (115,9) |
| | Post | 932,7 (128,1) | 890,7 (123,7) | 1172,3 (112,7) * | 1275,5 (133) * |
| | Δ % | 1,3 (4,2) | -0,34 (5,5) | 3,1 (3,2) † | 1,6(2,3) |
| ROI 4 Medial distal 2 cm | Pre | 336,3 (43,8) | 330,6 (49,5) | 430,5 (52,3) | 468,7 (45,3) |
| | Post | 339,7 (45,2) | 332,4 (53,2) | 441,6 (44,1) * | 471,1 (50,2) |
| | Δ % | 1,1 (5,8) | 0,61 (5,9) | 2,9 (3,5) † | 0,47 (3,1) |
| ROI 3 Distal 2 cm | Pre | 244,4 (31,0) | 244,8 (32,2) | 314,2 (33,0) | 330,2 (31,8) |
| | Post | 245,3 (32,2) | 246,6 (37,7) | 320,7 (26,2) | 332,7 (36,5) |
| | Δ % | 0,48 (6,1) | ,68 (7,0) | 2,4 (5,6) | 0,68 (3,4) |
| ROI 7 Distal 4 cm | Pre | 509,1 (64,3) | 510,6 (69,3) | 659,3 (71,0) | 697,3 (67,4) |
| | Post | 515,1 (68,8) | 512,9 (81,5) | 672,6 (56,6) | 700,1 (72,8) |
| | Δ % | 1,3 (6,3) | 0,41 (7,2) | 2,3 (4,7) | 0,38 (3,1) |
| ROI 9 Muslo (kg) | Pre | 6,6 (0,8) | 6,7 (0,8) | 9,7 (1,3) | 10,1 (1,3) |
| | Post | 6,9 (0,8)* | 6,7 (0,9) | 10,3 (1,3)* | 10,2 (1,4) |
| | Δ % | 3,5 (4,3) | 0,9 (4,3) | 2,9 (3,6) | 1,6 (3,8) |

Tabla 18 - Valores pre y post para la masa magra de los ROI.

Datos presentados como Media (DE) * Diferencias $p < 0,05$ con su valor pre-test. † Diferencias $p < 0,05$ con su grupo control.

En la tabla 18 se puede observar que para el GE en ambos sexos hubo diferencias significativas a nivel del muslo en comparación con el GC que no las presentó. Lo mismo ocurre en el caso de los hombres del GE en áreas más pequeñas, donde se advierten diferencias en el ROI 6 Proximal 2 cm y ROI 4

Medial distal 2 cm. También las hubo en los ROI Medial proximal (5 y 8), pero estas igualmente fueron para el GC. En la comparación de los $\Delta\%$ hubo diferencias significativas a favor del GE en los ROI (4 y 8). En las mujeres, pese a que el $\Delta\%$ de la ganancia en masa magra del muslo fue mayor que en los hombres, no se observaron diferencias a nivel de los ROI. En otro análisis de los efectos sobre otra variable de la composición corporal, en la tabla 19 se muestran los valores del Contenido Mineral Óseo (CMO):

| ROI CMO (gr) | | Mujeres | | Hombres | |
|-------------------------------------|------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | | GE (n=20) | GC (n=16) | GE (n=20) | GC (n=16) |
| ROI 6 Proximal 2 cm | Pre | 20,1 (3,0) | 20,8 (3,9) | 25,2 (2,7) | 25,5 (3,2) |
| | Post | 20,0 (2,7) | 20,8 (3,8) | 25,8 (3,0) * | 25,8 (3,3) |
| | $\Delta\%$ | 0,08 (4,8) | 0,23 (5,2) | 2,5 (4,7) | 1,2 (6,0) |
| ROI 5 Medial Proximal 2 cm | Pre | 19,6 (2,6) | 20,0 (2,8) | 23,5 (2,1) | 24,3 (3,0) |
| | Post | 19,5 (2,8) | 20,0 (2,8) | 23,6 (2,5) | 23,5 (2,9)* |
| | $\Delta\%$ | -0,22 (5,6) | 0,10 (4,2) | 0,35 (4,1) † | -3,2 (4,0) ¥ |
| ROI 8 Medial Proximal 4 cm | Pre | 40,1 (5,5) | 41,1 (5,7) | 48,2 (4,7) | 49,7 (5,9) |
| | Post | 39,8 (5,4) | 40,8 (5,9) | 48,8 (5,0) | 48,5 (5,9) |
| | $\Delta\%$ | -0,49 (4,9) | -0,60 (3,9) | 1,3 (3,9) | -2,4 (4,6) |
| ROI 4 Medial distal 2 cm | Pre | 16,4 (2,2) | 16,8 (2,1) | 19,8 (2,2) | 20,3 (2,6) |
| | Post | 16,4 (2,2) | 16,8 (2,0) | 19,7 (2,4) | 20,3 (2,2) |
| | $\Delta\%$ | 0,20 (6,3) | -0,22 (4,5) | -0,57 (4,2) | -0,10 (4,1) |
| ROI 3 Distal 2 cm | Pre | 12,9 (2,3) | 13,4 (2,7) | 17,4 (2,7) | 16,9 (2,8) |
| | Post | 12,9 (2,4) | 13,6 (3,0) | 17,1 (1,7) | 17,0 (2,7) |
| | $\Delta\%$ | 0,54 (4,8) | 1,9 (7,2) | -0,88 (8,0) | 0,58 (5,4) |
| ROI 7 Distal 4 cm | Pre | 26,4 (4,3) | 27,4 (4,8) | 34,6 (4,5) | 34,5 (5,4) |
| | Post | 26,4 (4,5) | 27,5 (4,9) | 34,1 (3,3) | 34,4 (5,5) |
| | $\Delta\%$ | 0,03 (4,1) | 0,29 (4,0) | -0,89 (4,8) | -0,15 (4,0) |
| ROI 9 Muslo | Pre | 317,9 (45,4) | 336,8 (55,8) | 449,3 (62,5) | 443,1 (76,1) |
| | Post | 321,1 (45,2) | 334,6 (50,9) | 453,3 (60,8) | 440,9 (77,7) |
| | $\Delta\%$ | 1,1 (3,3) | -0,46 (3,2) | 0,96 (2,7) | -0,51 (3,4) |

Tabla 19 - Valores pre y post para el contenido mineral óseo (CMO) de los ROI.

Datos presentados como Media (DE) * Diferencias $p < 0,05$ con su valor pre-test. † Diferencias $p < 0,05$ con su grupo control. ¥ Diferencias $p < 0,05$ intra-grupo por sexo.

Como se observa en la tabla 19, en el CMO no se encontraron diferencias significativas para las mujeres en ninguno de los grupos. En los hombres del GE solamente se observaron en el ROI 6 (proximal de 2 cm) con un valor mayor para

el post entrenamiento, frente al GC que no tuvo diferencias en esta variable. En este último grupo también se encontró que había menores promedios luego del entrenamiento para el ROI 5 (medial proximal 2 cm) a diferencia del GE que no tuvo cambios.

9.4 Correlaciones entre la magnitud de los cambios de las variables ($\Delta\%$)

Se realizó un análisis complementario para observar la interrelación entre los $\Delta\%$ de las variables que presentaron diferencias post-entrenamiento en el GE. Éstas se correlacionaron divididas por sexo y con el grupo completo y el resultado para la correlación entre los $\Delta\%$ de la manifestaciones de la fuerza se presenta en la tabla 20:

| Manifestación de la fuerza | | Grupo | FMI | RM | | P _{MEDIA} | | | | P _{PICO} |
|----------------------------|-------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|--------|--------|-------------|--------------------|----------|----------|----------|-------------------|
| | | | Prensa | Prensa | Ext Piernas | 40% 1 RM | 50% 1 RM | 60% 1 RM | 70% 1 RM | 60% 1 RM |
| RM | Ext Piernas |  Todos | -0,33* | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | |
| P _{MEDIA} | 50% 1 RM |  Todos | | | | 0,62** | | | | |
| | | | | | 0,51* | | | | | |
| | | | | | | | 0,62** | | | |
| P _{MEDIA} | 60% 1 RM |  Todos | | | 0,49* | 0,72** | 0,56* | | 0,47* | |
| | | | | | | | 0,63** | 0,57** | | |
| P _{MEDIA} | 70% 1 RM |  Todos | -0,56* | | | 0,75** | 0,66** | 0,77** | | |
| | | | | -0,41* | | | 0,58** | 0,60** | 0,71** | |
| P _{PICO} | 60% 1 RM |  Todos | | | 0,61** | | 0,59** | 0,53* | 0,53* | |
| | | | | | 0,39* | | 0,44** | 0,56** | 0,58** | 0,48** |
| P _{PICO} | 80% 1 RM |  Todos | | | | | 0,59** | | 0,54* | |
| | | | | | | | 0,34* | | 0,33* | 0,49** |

Tabla 20- Correlaciones entre deltas porcentuales de las manifestaciones de la fuerza.

* correlación significativa $p < 0,05$ ** Correlación significativa $p < 0,01$ ♀: Mujeres ♂: Hombres.

En la tabla 20 solo fueron incluidos aquellos valores de r que resultaron estadísticamente significativos ($p < 0,05$) y se observa que en general, la mayor cantidad de correlaciones más fuertes, fueron entre los $\Delta\%$ de las distintas cargas de la P_{MEDIA} y la P_{PICO} y solo hubo una correlación significativa entre las demás manifestaciones de la fuerza. Además, el $\Delta\%$ de la FMI en la prensa

correlacionó negativamente con los de la RM y la $P_{MEDI A}$ al 70%. Una situación diferente se observa en el caso de la RM en la MEP y la prensa, que tuvieron correlaciones positivas con la $P_{MEDI A}$ y la P_{PICO} , ambas al 60%. Éstas asociaciones sólo se observaron en los hombres y el grupo completo.

Las interrelaciones entre las potencias media y pico y las diferentes cargas en las que fue evaluada ocurrieron en mayor cantidad para las mujeres y el grupo completo, contra solo 4 obtenidas por los hombres. En todos los casos fueron correlaciones positivas siendo las más bajas en la P_{PICO} al 80% de 1RM. A continuación, en la tabla 21 se presenta el mismo análisis entre la composición corporal y las manifestaciones de la fuerza:

| Manifestación de la fuerza | Grupo | Peso (Kg) | IMC (Kg/m ²) | Masa Magra (Kg) | | |
|----------------------------|-----------------|-----------|--------------------------|-----------------|---------|-------------|
| | | | | Total | Piernas | ROI 9 Muslo |
| RM Prensa | ♀ ♂ Todos | 0,54* | 0,54* | 0,49* | | |
| | ♀ ♂ Todos | | | 0,49* | 0,52* | |
| Potencia Media | ♀ ♂ Todos | 0,54* | | | | 0,48* |
| | ♀ ♂ Todos | | | | | 0,40* |
| | ♀ ♂ Todos | | | | | 0,46* |
| Potencia Pico | ♀ ♂ Todos | | | 0,51* | | |

Tabla 21- Correlaciones de los deltas porcentuales entre las manifestaciones de la fuerza e indicadores de composición corporal.

* correlación significativa $p < 0,05$ ** Correlación significativa $p < 0,01$ ♀: Mujeres ♂: Hombres.

Según lo visto en la tabla 21, la tendencia más marcada a encontrar correlaciones entre los $\Delta\%$ se da con la masa magra total (MMT) y la de los muslos, que se asocian principalmente con la $P_{MEDI A}$ entre el 50 y el 70% de 1 RM, la mayoría de las veces en los hombres. En las mujeres también hay correlación de la MMT con la RM en la prensa. Además se observan otras interrelaciones como la del $\Delta\%$ de la RM en la prensa que correlacionó con el del peso y el IMC, aunque los cambios en estas dos variables no fueron

significativos en el post entrenamiento. Llama la atención que en variables, que si tuvieron cambios significativos como la FMI en ambas máquinas y la RM evaluada en la MEP, sus $\Delta\%$ no correlacionaran con ningún otro parámetro.

Por último, es preciso mencionar que se realizó el mismo tipo de análisis entre $\Delta\%$ de las pruebas funcionales con las de fuerza y la masa magra en el GE de hombres y por el bajo número de correlaciones que resultaron significativas no se presenta en una tabla. De este solo destacamos el caso de la prueba de Marcha en 2 minutos con la P_{MEDIA} al 50% de 1RM ($r=0,59$; $p<0,01$) y P_{PICO} al 80% de 1RM ($r=0,52$; $p<0,05$). Por otra parte la prueba de sentadillas en 30 seg correlacionó con la P_{MEDIA} al 40% de 1 RM ($r=0,57$; $p<0,01$). La prueba de marcha en 2 minutos analizada en el GE completo también correlacionó con la masa magra apendicular ($r=0,39$; $p<0,05$) y la masa magra de las piernas ($r=0,39$; $p<0,05$).

9.5 Relación entre la magnitud de los cambios presentados ($\Delta\%$) y la intensidad del entrenamiento

El mismo análisis del punto anterior también se realizó con el propósito de observar posibles interrelaciones entre los valores de la intensidad a la que fue desarrollado el entrenamiento y la magnitud de sus efectos en el GE. Con este fin primeramente se promediaron los registros de potencia obtenidos en todas las sesiones, para luego correlacionarlos con los $\Delta\%$ de las diferentes variables que tuvieron diferencias en el post entrenamiento. La tabla 22 presenta los valores de las 12 semanas para la P_{MEDIA} y P_{PICO} por cada acción muscular según el sexo:

| Potencia (W) | Hombres GE | Mujeres GE |
|------------------------------|---------------|---------------|
| $P_{\text{MEDIA}}\text{CON}$ | 300,3 (51,8) | 179,9 (32,6) |
| $P_{\text{MEDIA}}\text{EXC}$ | 284,6 (51,1) | 162,9 (34,9) |
| $P_{\text{PICO}}\text{CON}$ | 493,1 (98,1) | 289,8 (51,2) |
| $P_{\text{PICO}}\text{EXC}$ | 503,9 (86,5) | 297 (61,5) |

Tabla 22 – Valores de potencia obtenidos en el entrenamiento.

Los resultados de las correlaciones antes mencionadas y que incluyen las que resultaron significativas, se muestran en la tabla 23,

| $\Delta\%$ | Grupo | $P_{MEDIACON}$ | $P_{MEDIAREX}$ | $P_{PICOCON}$ | $P_{PICOREX}$ |
|-----------------------|-----------------|----------------|----------------|---------------|---------------|
| FMI Ext piernas | ♀ ♂ Todos | 0,35* | 0,34* | 0,34* | 0,37* |
| Sentadillas 30 seg | ♀ ♂ Todos | | | 0,33* | |

* correlación significativa $P < 0,05$. ♀: Mujeres ♂: Hombres.

Tabla 23- Correlaciones entre los deltas porcentuales de las variables con cambios significativos y la intensidad del entrenamiento.

Según lo observado en la tabla 23 se puede resaltar la asociación encontrada para el $\Delta\%$ de la FMI en extensión de piernas para el grupo completo, que correlacionó con todas las potencias y la prueba de sentadillas en 30 seg con la $P_{PICOCON}$. Llama la atención que no se hallara ninguna correlación con la masa magra del muslo, cuando se había observado con los $\Delta\%$ de la $P_{MEDIACON}$ al 60 y 70% de 1RM.

10. DISCUSIÓN ESTUDIO 2

10.1 Acerca de los cambios observados en las manifestaciones de la fuerza

Antes de analizar el significado de nuestros resultados en cada una de las manifestaciones de la fuerza estudiadas, es importante comparar un aspecto de nuestra metodología con la del estudio de Onambélé et al., (2008) único antecedente cercano al nuestro, dado que esto influirá en las interpretaciones. Hay similitudes con este estudio respecto a la edad de los participantes mas no en el sexo, dado que ellos involucraron una mayor cantidad de mujeres y los datos no se presentan diferenciados. También hay similitud en la tecnología empleada, mas no en el modelo de dispositivo, puesto que ellos usaron una MEP y en el nuestro se usó una prensa inclinada. Hay similitud en la duración del programa (12 semanas) pero nuestra frecuencia fue menor (2 días / semana versus 3 días / semana) y hay diferencias en la carga, pues en el estudio en cuestión iniciaron con 1 serie de 8 repeticiones aumentando cada dos semanas hasta llegar a 4 series de 12 repeticiones (no se especifica cómo); en nuestro caso la carga no varió y desde el inicio se hicieron 4 series de 7 repeticiones.

Sobre este último punto es preciso anotar que también creemos que pueden existir algunas diferencias respecto a la intensidad del trabajo, pues en nuestro caso siempre se apuntó al máximo durante cada repetición y se contó con la ayuda del sistema de *feedback* computarizado, quizás no disponible para la época del mencionado estudio. En ese caso, la instrucción dada a los ejecutantes se describió como: hacer la fase concéntrica lo más rápidamente posible y resistir ligeramente el tirón hacia atrás (“... *lightly resist the backward pull...*”) y al grupo de pesas se le pidió trabajar a una velocidad confortable. Inclusive, las discrepancias en las instrucciones fue uno de los argumentos que los autores discuten como posible causa de las diferencias observadas en algunas repuestas musculares. Todo lo anterior nos lleva a llevar a suponer que nuestra intervención pudo ser más intensa.

10.1.1 La Fuerza Máxima Isométrica (FMI)

Según lo hallado en nuestros resultados, en las mujeres la FMI no parece tener cambios en sus valores absolutos; sin embargo, sí se observó una tendencia a la mejoría como producto de la intervención, dados los valores más altos para el $\Delta\%$ del GE frente al GC (22,8 vs 11,4). La mejora en esta manifestación de la fuerza en las mujeres si fue evidente cuando el análisis se hizo en kilogramos-fuerza / kilogramos de masa muscular ($\text{kgf}\cdot\text{kg}^{-1}$) donde se constata un efecto atribuible al entrenamiento en el GE. En los hombres los cambios de la FMI fueron más evidentes y significativos para el GE en ambas máquinas, tanto en la comparación pre y post, como de los $\Delta\%$ entre los grupos. Lo mismo ocurrió en valores relativos a la masa magra del muslo aunque la diferencia en los $\Delta\%$ no se presentó.

Éstos resultados concuerdan parcialmente con los de Onambélé et al., (2008) en cuanto a la ausencia de cambio en los valores absolutos para la FMI de las mujeres del GE de nuestro estudio, y son opuestos en el caso de los hombres. Estos autores tampoco encontraron cambios significativos para la misma variable, en dos grupos de personas mayores que se ejercitaron con FWED y con pesas, aunque su muestra en su mayoría fueron mujeres y sus resultados incluyeron a ambos sexos. Las mejoras aquí halladas en la FMI de los hombres y las de FMI en $\text{kgf}\cdot\text{kg}^{-1}$ para las mujeres, podríamos atribuir las a la intensidad del entrenamiento antes mencionada, que presumimos fue mayor en nuestro programa.

Por otra parte, en el GE de hombres se observó un $\Delta\%$ mayor en los valores de la prensa en relación con la MEP (20,1% versus 13,5%, respectivamente), que se explicarían probablemente por una posición y técnica de ejecución en algún modo parecida a la utilizada durante la ejercitación del programa. También es preciso anotar que la angulación en ambas pruebas difería y el mayor $\Delta\%$ resultó en aquella que tenía un ángulo mayor y es claro que la posibilidad de desplegar fuerza isométrica es más exigente desde 90° que desde 110° . No obstante no se cuenta con referentes de comparación directos para esta prueba, población, sexo y entrenamiento específico.

Una revisión de otros estudios realizados con tecnología isoinercial en poblaciones diferentes, permite identificar tres que se realizaron con jóvenes y adultos de mediana edad, donde hicieron un entrenamiento con la carga aquí empleada: 4 series de 7 repeticiones al máximo, pero con una mayor frecuencia - cada 3 días - y menor duración - solo 5 semanas - (Tesch et al., 2004a; Seynnes et al., 2006; Norrbrand et al., 2008). En dos se entrenó unilateralmente y la FMI se evaluó empleando una célula de carga y con una flexión de 90° de la rodilla (Tesch et al., 2004a; Norrbrand et al., 2008), similar a nuestro estudio. El tercero no es comparable, dado que utilizaron como método de evaluación la dinamometría isocinética y una angulación distinta - 60°- (Seynnes et al., 2006).

En los tres estudios citados se hallaron mejoras en la FMI del cuádriceps, siendo del 11% en adultos no entrenados principalmente hombres que se ejercitaron unilateralmente (Tesch et al., 2004a; Norrbrand et al., 2008) y del 38,9% en jóvenes activos evaluados por el método isocinético (Seynnes et al., 2006). Basados en lo anterior, se puede afirmar que entrenar fuerza por medio de resistencia inercial puede ser adecuado para mejorar la FMI en esa población y de acuerdo con lo aquí hallado, se acompañarían de efectos positivos en hombres adultos mayores aparentemente sanos, donde el $\Delta\%$ puede ser similar (considerando dispositivos de evaluación análogos), aunque logrado en un periodo de tiempo mayor. Queda pendiente establecer los alcances de esta tecnología en el caso de las mujeres mayores, donde nuestros resultados y los de Onambélé et al., (2008) no han sido coincidentes.

Por otra parte, la mayoría de estudios realizados con distintos métodos de sobrecarga excéntrica con personas mayores, similar a nuestros resultados, han encontrado que la FMI mejora. En estos se observa diversidad de intervenciones y métodos de evaluación. En los estudios que utilizaron cicloergómetros u otros mecanismos de pedaleo que implican resistirse a la fase excéntrica del movimiento, pocos evaluaron la FMI como objeto de su intervención. Sólo registramos dos de ellos: Mueller et al., (2009) que compararon este método frente a uno tradicional de sobrecarga con pesas durante 12 semanas dos veces por semana y hallaron mejorías del 7,5% en la FMI del grupo que se entrenó excéntricamente en relación con su valor pre-test; dicha diferencia no fue

significativa al compararse con el delta del grupo que se entrenó con pesas convencionales; también se encontraron diferencias en relación con el sexo, pero contrario a nuestros resultados se observaron en las mujeres. En esta variable la evaluación se hizo en plataforma de fuerza.

Por otra parte, LaStayo et al., (2003) obtuvieron mejorías del 60% en la FMI en ancianos frágiles que se entrenaron con cicloergómetro excéntrico durante 11 semanas 3 veces a la semana, de 10 – 20 minutos por sesión; esto en contraste con la ausencia de cambios en quienes lo hicieron con medios tradicionales de sobrecarga. Esta variable fue evaluada por dinamometría a 45° de flexión de rodilla.

Entre los estudios que utilizaron pesas libres o máquinas de musculación, Raj et al., (2012) compararon un entrenamiento “sesgado excéntricamente” (*Eccentrically Biased*) y otro convencional, efectuados durante 16 semanas dos veces por semana. En el primero de los métodos, los miembros inferiores se ejercitaron en una prensa inclinada a 45° y consistió en realizar la fase concéntrica bilateralmente y la excéntrica de modo unilateral. Se encontraron ganancias significativas del 7% en la FMI para el grupo excéntrico respecto al control que no las tuvo. En contraste, Reeves et al., (2009) quienes entrenaron personas mayores en una MEP y una prensa de piernas durante 14 semanas 3 veces por semana y donde se sobrecargó la fase excéntrica haciendo más lento el alargamiento y la fase concéntrica facilitada con ayuda externa, no hallaron diferencias en la FMI. En ambos estudios esta fue evaluada isocinéticamente.

Además, en estudios donde la sobrecarga excéntrica se aplicó mediante dinamómetro isocinético y la FMI se evaluó por el mismo método, similar a nuestros resultados, se hallaron ganancias en esta manifestación de la fuerza. En el estudio de Symons et al., (2005) donde la intervención duró 12 semanas, el grupo que entrenó excéntricamente tuvo un aumento en el Torque pico isométrico de 25,5%. En contraste, Takahashi et al., (2009) en un estudio sobre efectos del ejercicio excéntrico sobre el control autonómico de la frecuencia cardiaca, luego de un entrenamiento de 12 semanas 2 días por semana, no encontraron cambio en el tiempo de la prueba al sostener la contracción

isométrica submáxima a 60° y a 3 porcentajes distintos del Torque Pico máximo (15, 30 y 40%).

Por otra parte, Hortobágyi y DeVita (2000) al centrarse en las respuestas neuromusculares y cardiovasculares al ejercicio excéntrico en el corto plazo (7 días) que se presentaban en mujeres mayores, encontraron un aumento significativo del 5% y el grupo de sobrecarga excéntrica ganó en promedio 1,8 veces más FMI, comparado con otro que entrenó con carga convencional.

De acuerdo con todo lo anterior, aquellos estudios que evaluaron la FMI isométricamente y en una angulación de 90° y tuvieron duraciones y frecuencias similares o superiores al nuestro, aunque igualmente hallaron mejoras, parecen alcanzar un $\Delta\%$ menor al aquí encontrado, aunque subsiste la duda sobre la influencia que pueda tener el hecho que los resultados generalmente se presenten agrupando los dos sexos.

10.1.2 La Fuerza Máxima Dinámica (FMD)

La FMD evaluada mediante 1RM en la MEP, tuvo diferencias significativas en ambos GE frente a sus valores iniciales. En las mujeres hubo ganancias del 9,1% que no resultaron significativas cuando se compararon con el $\Delta\%$ de su GC. No obstante, debido a que este último grupo tampoco tuvo diferencias significativas con sus valores iniciales, las mejoras obtenidas por el GE podríamos tal vez atribuir las a un efecto del entrenamiento. En el caso de los hombres, ambos grupos tuvieron diferencias significativas en la segunda evaluación, pero al comparar los $\Delta\%$, estas diferencias fueron a favor del GE, por lo cual las mismas también si que pueden ser atribuibles al entrenamiento (12,3%) y las del GC al efecto de aprendizaje (3%). Lo anterior se ratifica cuando la FMD se expresó en $\text{kgf}\cdot\text{kg}^{-1}$, con la particularidad que las diferencias entre el pre y el post entrenamiento comentadas para los hombres del GC ya no se presentan.

No es posible hacer una valoración concreta de lo encontrado en la FMD según el dispositivo, la musculatura y la población específica, puesto que esta variable no fue registrada en el estudio de Onambélé et al., (2008) por lo cual carecemos

de un referente directo de comparación. El único estudio que daría algún indicio sobre un posible impacto de medios inerciales sobre la fuerza en personas mayores es el de Brzenczek et al., (2013) quienes luego de entrenar un grupo de mujeres tres veces por semana durante cuatro semanas en un dispositivo inercial ITMS, hallaron mejoras en el torque máximo de los músculos de la cintura escapular, al evaluar miembros superiores en un dinamómetro isocinético. Se obtuvieron ganancias que variaron entre el 6,9 y 21,9%, en dependencia del miembro utilizado y del protocolo de entrenamiento aplicado.

En una visión más general, son escasos los estudios realizados con dispositivos FWED en sujetos más jóvenes que hayan determinado los efectos de este entrenamiento sobre la FMD a través de la evaluación de 1RM. Solamente podemos referir el de Fernández-Gonzalo et al., (2014), quienes, de forma similar a lo aquí encontrado, hallaron mejoras de esta manifestación de la fuerza en jóvenes moderadamente activos tras 15 sesiones de entrenamiento en FWED.

Los demás estudios no utilizaron en su metodología la RM como parámetro para evaluar las ganancias de FMD y entre las manifestaciones de la fuerza estudiadas, además de la FMI, la segunda más frecuente evaluada es la fuerza isocinética a $60^\circ \times \text{seg}^{-1}$ (Askling et al., 2003; Greenwood et al., 2007), en cualquier caso no comparable con el tipo de fuerza evaluada en nuestro estudio. No obstante, esos resultados coinciden en el sentido que este modo de manifestación de la fuerza mejora como efecto del entrenamiento y conforman la evidencia que sustenta la efectividad de los dispositivos FWED sobre esta cualidad, por lo tanto en nuestro estudio sería esperable que la FMD valorada a través de 1RM también aumentara.

La misma limitación en referentes de comparación se encuentra en los estudios que emplearon la cicloergometría excéntrica con personas mayores. Éstos utilizaron como medida de sus efectos sobre la fuerza de miembros inferiores, la evaluación de la FMI en diferentes dispositivos e incluso angulaciones y no registramos evaluaciones de otras manifestaciones de la fuerza en sus metodologías (Meyer et al., 2003; Dibble et al., 2006; Marcus et al., 2008, 2009;

LaStayo et al., 2003, 2007, 2010; Mueller et al., 2009), por lo que no hay mención para hacer sobre esos estudios y nuestros resultados en FMD.

Además, los estudios que utilizaron pesas libres o máquinas de musculación para realizar la sobrecarga excéntrica en población análoga a la nuestra y que usaron un método de evaluación similar, también son escasos. Solo se hallaron tres que tuvieron como objetivo comparar el efecto del entrenamiento excéntrico en distintas variables versus otros métodos (Reeves et al., 2009; Raj et al., 2012; Lesczak et al., 2013). Sus resultados en la FMD, evaluada a través de 1RM, (Raj et al., 2012; Lesczak et al., 2013) y 5RM (Reeves et al., 2009) coinciden en encontrar ganancias con el entrenamiento excéntrico, ratificando la misma tendencia de lo observado en nuestros resultados. No obstante los porcentajes de ganancia hallados en esos estudios son bastante altos en comparación con los nuestros.

En el estudio de Lesczak et al., (2013) se encontraron ganancias en la RM estimada de 49,5% en la MEP y 42,3% en la prensa luego de un programa de 8 semanas 3 días por semana. Por su parte Raj et al., (2012) encontraron mejoría de 23% en 1RM evaluada en prensa a 45° luego de un entrenamiento sesgado excéntricamente durante 16 semanas 2 veces por semana. Aunque nuestras ganancias fueron muy inferiores al primer estudio y similares al segundo en el caso de las mujeres, hay que anotar que nuestros valores basales eran superiores a los de esos estudios lo cual pudo determinar algunas diferencias en cuanto a las características de los sujetos intervenidos y con ello las posibilidades de obtener mejorías. Por otra parte, aunque nuestros datos no son comparables con los del estudio de Reeves et al., (2009) dado que sus efectos son sobre 5RM, en todo caso los resultados coinciden en el hecho que la FMD mejora en personas mayores cuando se usa sobrecarga excéntrica.

Una situación similar a la del último estudio referido, se presenta cuando se han utilizado dinamómetros isocinéticos para proporcionar sobrecarga excéntrica en mayores, donde sólo se puede referenciar el estudio de Hortobágyi y DeVita, (2000) que determinaron los efectos de un estímulo agudo de 7 días sobre 3RM

y la tendencia es similar en cuanto al mejoramiento de la FMD con este tipo de sobrecarga.

Por otra parte, la evaluación de la FMD por medio de la prensa de piernas confirmó las ganancias observadas en la MEP para los GE. En este caso, en ambos sexos hubo diferencias significativas en los valores post entrenamiento en contraste con el GC que no las tuvo. Éstas también se presentaron en las comparaciones de los $\Delta\%$, siempre a favor del GE (22% mujeres y 13,9% hombres). Las mujeres tuvieron un $\Delta\%$ más alto en la prensa que con la MEP y los hombres presentaron valores similares en ambas máquinas.

Nuestras ganancias obtenidas en la prensa están en la misma dirección que las encontradas en el estudio de Fernández-Gonzalo et al., (2014) en jóvenes que se ejercitaron con FEWD y se evaluaron en el mismo tipo de dispositivo. En este caso, los $\Delta\%$ entre mujeres mayores y jóvenes tras el entrenamiento, fueron similares y en el caso de los hombres, los de nuestra muestra resultaron inferiores. Aún no se dispone de estudios que comparen respuestas crónicas de jóvenes y mayores al entrenamiento con sobrecarga excéntrica por medios inerciales. No obstante, otros estudios realizados con entrenamientos convencionales han mostrado que las personas mayores tienen ganancias relativas en fuerza máxima similares a los jóvenes, aunque los mecanismos adaptativos por los cuales se alcanzan son diferentes (Kraemer et al., 1999; Häkkinen et al., 1998, 2001).

En una perspectiva de comparación más general, según el meta-análisis de Peterson et al., (2010), las ganancias esperadas para la FMD de personas mayores tras un entrenamiento de fuerza serían de un 33% al ser evaluadas en MEP y de un 29% en la prensa. Nuestros valores fueron menores a los sugeridos, quizás por la presumible buena condición física inicial de nuestros sujetos, antes mencionada y que se discutirá más adelante. Aunque en el caso de la prensa, nuestros datos no son comparables con los del meta-análisis, debido a que no se precisa el tipo de dispositivo sobre el que se obtuvo el promedio de la ganancia al combinar los resultados de los estudios; es bien

sabido que para ejercitar o evaluar personas mayores es más frecuente el uso de prensas horizontales.

Esta comparación con el meta-análisis mencionado es un referente global y no definitivo, en tanto allí se incorporaron diversidad de entrenamientos, características de los sujetos, se integraron datos de ambos sexos, entre otros. Nuestro estudio aporta los primeros datos específicos sobre efectos de tecnología inercial en personas mayores sobre la FMD y todavía está pendiente cuantificar claramente estas ganancias ajustadas al nivel de condición física.

10.1.3 La Potencia

En la P_{MEDIA} se observaron ganancias similares a las discutidas para la FMI y la FMD. Los hombres obtuvieron diferencias significativas post entrenamiento en una mayor cantidad de cargas evaluadas que las mujeres, encontrándose que en los primeros tan solo al 80% de 1RM no se comprobaron efectos. Las mujeres solo tuvieron diferencias significativas en dos cargas, al 50 y al 60% de 1RM. Cuando la P_{MEDIA} se expresó en $W \cdot \text{kg}^{-1}$ sólo fueron significativas las potencias al 50 y 60% de 1RM en ambos sexos. La misma tendencia sobre mayores efectos constatados en los hombres, se mantuvo en la P_{PICO} , donde sólo éstos registraron diferencias significativas al 60 y 80% de 1RM; las mismas también se presentaron en la P_{PICO} relativa a la masa magra del muslo.

Entre los estudios consultados sobre efectos del entrenamiento de fuerza con sobrecarga excéntrica en personas mayores, no hallamos alguno que evaluara la potencia por medio de transductores de posición lineal como el aquí empleado. Por otra parte, pocos evaluaron este parámetro como efecto del entrenamiento (Symons et al., 2005; Onambélé et al., 2008; Raj et al., 2012; Brzenczek et al., 2013) y los estudios que usaron resistencia inercial como medio de sobrecarga monitorizaron otra forma de manifestación de la potencia: el pico máximo de potencia isocinética evaluada a 180°/seg. En tal sentido, Onambélé et al., (2008) encontraron mayores valores de esta variable en el cuádriceps para el grupo que se ejercitó con FWED (28%) comparado con el que lo hizo con pesas y Brzenczek et al., (2013), obtuvieron mejoras en los brazos dominante y no

dominante en mujeres mayores que entrenaron con el dispositivo inercial ITMS; este aumento fue más marcado en el grupo que se entrenó con una carga más baja.

Aunque esos resultados metodológicamente no son comparables con los nuestros, no obstante, tales cambios sí se expresan en el mismo sentido, aunque es importante resaltar que en nuestro caso la P_{PICO} fue donde menos cambios se constataron, a diferencia de la P_{MEDIA} , donde hubo mayor cantidad. Con todo, se puede sugerir que un entrenamiento de 12 semanas en FWED puede mejorar la manifestación de la potencia en las personas mayores. Ganancias que en nuestro caso están entre el 9,1 y el 11,9% para las cuatro cargas en que mejoró la P_{MEDIA} en los hombres y del 22,6 y 24,7% en las dos cargas donde ocurrió lo mismo en las mujeres.

En general, el antecedente de los estudios hechos con el FWED y que evaluaron la potencia respaldan el hecho que dicha capacidad mejora cuando se utiliza este dispositivo. En el estudio de Fernández-Gonzalo et al., (2014) con una metodología de evaluación similar a la nuestra, se encontró que 15 sesiones de entrenamiento con FWED en jóvenes moderadamente activos, mejoraron la P_{MEDIA} en cargas medias y altas (50 – 80% de 1RM) en ambos sexos. Otros estudios con sujetos y condiciones metodológicas distintas tuvieron resultados en el mismo sentido: el estudio LTBR donde se examinaron las consecuencias del reposo en cama durante 90 días y el efecto de un entrenamiento con FWED cada 3 días, mostraron que luego de la reincorporación, los sujetos que se entrenaron recuperaron más prontamente su saltabilidad que aquellos que no lo hicieron (Rittweger et al., 2007). En el mismo estudio Trape et al., (2004) analizaron fibras musculares aisladas y tomadas por biopsia luego de 84 días de reposo, encontrando y que las fibra IIX de los entrenados mantuvieron su potencia en comparación con los controles, en quienes se redujo.

Otros estudios que utilizaron FWED y valoraron distintos parámetros relacionados con la potencia, también muestran resultados en el mismo sentido. Ashkling et al., (2003) obtuvieron mejoras en la velocidad de desplazamiento en 30 m en futbolistas y en el estudio de Romero-Rodríguez et al., (2011) en atletas

con tendinopatía patelar crónica, no hubo cambios significativos en el salto en contra-movimiento luego de 6 semanas de entrenamiento, pero tampoco se constataron efectos adversos.

Con todo lo anterior, la tendencia general es concordante entre nuestros resultados, los obtenidos por otros estudios con la misma tecnología en población similar (Onambélé et al., 2008; Brzenczek et al., 2013) y con esta pero con otros diseños y en población distinta (Ashkling et al., 2003; Trape et al., 2004; Rittweger et al., 2007; Fernández-Gonzalo et al., 2014): la potencia en distintas formas de expresión y evaluada por métodos diferentes, parece mejorar cuando se refuerza el componente excéntrico en el entrenamiento de fuerza a través de resistencia inercial. No obstante resulta necesario aumentar la evidencia al respecto.

En relación con estudios que utilizaron otros métodos de sobrecarga excéntrica en personas mayores, se puede decir que sus efectos sobre la potencia están poco investigados y sus resultados son menos definitivos; sólo registramos dos trabajos que igualmente difieren al nuestro en cuanto a parámetro estudiado, método de evaluación y medio de entrenamiento. Symons et al., (2005) encontraron que la $P_{PICOCON}$ isocinética de personas mayores mejoró con 12 semanas de entrenamiento de fuerza, indistintamente el modo de acción muscular que predominó en cada grupo. Sin embargo, establecieron que esas ganancias de potencia se veían mejor reflejadas según la tarea específica, es decir, el grupo que se entrenó concéntricamente obtuvo valores más altos y significativos en la $P_{PICOCON}$ que el isométrico y duplicó el $\Delta\%$ obtenido por el grupo excéntrico. Por su parte, Raj et al., (2012) valoraron la potencia con salto vertical utilizando una plataforma de fuerza y no hallaron diferencias en el grupo que se ejercitó excéntricamente en un programa de 16 semanas. Con lo anterior se sugiere que hay controversia entre nuestros resultados y la tendencia encontrada sobre el efecto de otros métodos de sobrecarga excéntrica en mayores (Symons et al., 2005; Raj et al., 2012).

En otro sentido del análisis, y revisando los métodos de evaluación utilizados, es importante tener en cuenta que la mayoría de los estudios de referencia que

valoraron la potencia en personas mayores y que registraron mejorías en la P_{PICO} producto del entrenamiento, lo hicieron a través de dinamometría isocinética (Symons et al., 2005; Onambélé et al., 2008; Brzenczek et al., 2013). Este tipo de evaluación difiere sustancialmente de la aquí utilizada, puesto que en la primera, la velocidad del movimiento está controlada y es constante a lo largo de todo el desplazamiento (Brown y Weir, 2001), mientras que en el caso del transductor de posición ésta puede ser variable. Por la misma razón es claro que también difiere el tipo de actividad muscular evaluada.

En consecuencia, el significado de la P_{PICO} en una evaluación isocinética es bien diferente al obtenido por el transductor, dado que en este último, los registros se hacen según su frecuencia de muestreo y la P_{PICO} sería el mayor valor alcanzado en cualquiera de los intervalos en los que se calculó; asunto que se podría relacionar con la alta variabilidad observada en nuestros valores para la P_{PICO} absoluta y que llevaron a que, por ejemplo, en el caso de las mujeres se observaran dispersiones muy altas y pese a encontrarse $\Delta\%$ igualmente altos, no se alcanzara significancia estadística en las comparaciones.

Por lo anterior, el parámetro usado para observar los cambios en esta manifestación de la fuerza fue la P_{MEDIA} , que según las condiciones de evaluación, correspondería al promedio de los registros hechos por el transductor a lo largo de todo el movimiento, lo que en nuestro criterio sería más representativo para valorar lo ocurrido con esta capacidad luego del entrenamiento. Como ya se dijo, no se cuenta con un referente específico de comparación que coincida en población, métodos de evaluación de la potencia y de entrenamiento, por lo que algunas de las explicaciones sobre los efectos encontrados en esta manifestación de la fuerza, también pueden residir en las características propias de nuestro diseño experimental.

Según esto, es importante destacar que al comparar nuestro método con la tendencia general sobre prescripciones de ejercicio para la potencia en personas mayores y deducidas del meta-análisis de Tschopp et al., (2011) en nuestro estudio se introdujeron variaciones en cuanto al método de entrenamiento. Esto se evidencia en que los distintos estudios incluyeron 2 -3 series por sesión y en

este caso se hicieron cuatro; las repeticiones regularmente fueron de 8 - 12 y en este caso se hicieron siete; la frecuencia generalmente fue tres veces por semana y en nuestro caso fueron dos y el carácter de la intensidad del esfuerzo se describe en los demás estudios como alta velocidad y baja carga, cuando en nuestro caso se hizo a la máxima potencia. Adicionalmente está el dispositivo usado y la sobrecarga excéntrica como distintivo.

Sintetizando, en este estudio se implementó un entrenamiento de fuerza con alta intensidad, baja frecuencia y sobrecarga excéntrica, el cual mejoró la potencia de miembros inferiores expresada entre el 40 y el 70% de 1RM en hombres mayores y entre el 50 y 60% de 1RM en el caso de las mujeres. En los primeros, se puede considerar que también al mejorar en cargas más bajas se vio favorecido el componente de velocidad y en ambos casos, la potencia media tuvo su mejoría significativa en las cargas que se ha sugerido, es donde se daría su máxima expresión en la personas mayores (Sayers, 2008).

Aunque en la actualidad se destaca el efecto del entrenamiento con baja carga y alta velocidad sobre la potencia y su transferencia a la capacidad funcional de las de las personas mayores (Sayers y Gibson, 2010; Leszczak et al., 2013; Marques et al., 2013), es importante señalar que, según lo hallado por De Vos et al., (2005) en estos sujetos la potencia mejora por igual en entrenamientos de fuerza a intensidades bajas, moderadas y altas. No obstante, sólo el entrenamiento de alta intensidad (80% de 1RM) pudo, además, mejorar la fuerza máxima y la resistencia de la fuerza en contraste con las otras dos cargas. Esto posteriormente se confirmó en el meta-análisis de Steib et al., (2010), donde se demostró una gran dependencia entre la capacidad para aumentar la fuerza en los mayores y la intensidad del entrenamiento con pesas. Nuestros resultados siguen esta tendencia, sobre todo por las características del entrenamiento realizado y las ganancias observadas en las distintas manifestaciones de la fuerza. Lo que si resulta novedoso es que, por lo aquí hallado, esta condición también se manifiesta cuando se trata de dispositivos de resistencia inercial que refuerzan el componente excéntrico del trabajo muscular, asunto que no estaba ampliamente probado en los estudios que precedieron (Onambélé et al., 2008; Brzenczek et al., 2013).

En el caso específico de la potencia una de las características del método y el medio de entrenamiento que pudieron influir su mejora, quizás fue el parámetro de carga usado. Mientras en dispositivos convencionales dependientes de la gravedad se han establecido porcentajes de RM donde mejor se expresa la potencia, en nuestro caso, se estableció una carga inercial estándar en la cual se había observado que en promedio se alcanzaba la mayor P_{MEDIA} , (estudio 1), lo que unido al modo de ejecución – maximal – aseguraban un gran esfuerzo de los sujetos, principalmente en la transición excéntrica / concéntrica. Queda el interrogante si este tipo de carga pudiera ajustarse durante el entrenamiento.

Por último, es claro que el efecto favorable de nuestro entrenamiento sobre la potencia se manifestó en mayor modo en los hombres, lo cual según la explicación anterior, puede también interpretarse como una mejor capacidad de estos para adecuarse al método de entrenamiento. Aunque de todos modos en las mujeres las ganancias fueron en aquellas cargas en las que se ha reconocido una mayor expresión de la potencia y ocurre lo mismo en ambos sexos cuando la P_{MEDIA} se hace relativa a la masa magra.

10.1.4 Sobre las diferencias entre sexos en las adaptaciones de la fuerza al entrenamiento

En un análisis más general de lo hallado en todas las manifestaciones de la fuerza y su comportamiento según el sexo, la respuesta fue similar en FMI de la prensa y la FMD en la MEP y los hombres tuvieron un $\Delta\%$ mayor en la FMI en la MEP y diferencias significativas en una mayor cantidad de cargas a las que fue evaluada la potencia, tanto media como pico. Aunque en el caso de la primera, los $\Delta\%$ fueron más altos para las mujeres en las dos cargas en las que tuvieron diferencias con el pre-test.

Estas diferencias entre sexos en la respuesta al entrenamiento observadas en nuestros resultados, es difícil comprobarlas en otros estudios, ya que en aquellos que utilizaron algún método de sobrecarga excéntrica, si bien, en algunos casos trabajaron con ambos sexos, generalmente presentaron sus resultados sin diferenciar por sexo (Symons et al., 2005; Vallejo et al., 2006; LaStayo et al., 2003, 2007, 2010; Reeves et al., 2009; Mueller et al., 2009; Raj et al., 2012; Leszczak et al., 2013). Esto ha sido igualmente comentado como una de las principales dificultades observadas para las comparaciones entre los estudios sobre envejecimiento y fuerza hechos con otros métodos de entrenamiento (Macaluso y de Vito, 2004).

No obstante, desde una perspectiva más general, se reconoce que las diferencias sexuales en cuanto a la capacidad de desplegar fuerza absoluta persisten en la vejez, siendo mayores en los hombres que en las mujeres (Bamman et al., 2003; Hunter et al., 2004; Macaluso y de Vito, 2004; Martel et al., 2006). Las mismas diferencias parecen estar presentes en las respuestas al entrenamiento de fuerza y se ha dicho que pueden residir en la expresión de algunos factores celulares implicados en la respuesta hipertrófica de las fibras musculares, tal como la miostatina o el factor de crecimiento insulínico tipo 1 (IGF-1) entre otros (Hakkinen et al., 2001; Bamman et al., 2003; Martel et al., 2006). Sin embargo, aún se afirma que los efectos metabólicos a nivel celular que tiene el entrenamiento de fuerza en personas mayores todavía no están totalmente entendidos (Macaluso y de Vito, 2004; Chodzko-Zajko et al., 2009) y

hay gran variedad interindividual en la respuesta al entrenamiento por la combinación de esos factores con el estilo de vida; también, para el caso de nuestros resultados, habría que considerar cómo pudo configurarse en la muestra la condición de “respondedores” o “no respondedores” (Chodzko-Zajko et al., 2009), que igualmente pudo influenciar la respuesta al entrenamiento con resistencia inercial, en el sentido en que se observó.

En general, nuestros resultados son congruentes con las diferencias sexuales descritas para la respuesta al entrenamiento de fuerza en mayores, encontrando efectos más marcados en los hombres, pero nuestros datos por sí mismos no permiten una explicación completa.

10.2 Sobre las mejoras en las manifestaciones de la fuerza y su influencia en la capacidad funcional

De acuerdo con los resultados discutidos previamente acerca del efecto del entrenamiento sobre las manifestaciones de la fuerza, nuestra hipótesis en relación con su transferencia a la capacidad funcional apuntaba a esperar un efecto favorable en ambos sexos para la totalidad de las variables evaluadas y en mayor porcentaje que lo hallado en otros estudios. Esto, no solo por los resultados propios, si no por lo que la literatura ha documentado sobre la asociación entre capacidad funcional y fuerza en personas mayores (Skelton et al., 1994; Moreland et al., 2004; Tschopp et al., 2011; Reid et al., 2012). Así, el diseño del presente estudio permitía suponer que si el entrenamiento de fuerza o potencia con medios convencionales favorece la capacidad funcional en personas mayores, al sobrecargar la fase excéntrica mediante el dispositivo inercial el efecto sería maximizado. No obstante, sorprendentemente nuestros resultados solo muestran un efecto parcial sobre este parámetro.

En las mujeres del estudio no se observó ningún cambio estadísticamente significativo en las pruebas de capacidad funcional en el GE y para el GC, sólo en la prueba *Up and Go* hay un cambio del 4% en el pos-test, atribuible al efecto de aprendizaje. En los hombres sólo dos pruebas son susceptibles de ser

asumidas como efecto favorable del entrenamiento: la marcha estacionaria en 2 minutos y sentadillas en 30 segundos.

En la primera hubo diferencias significativas en el pos-test en contraste con su ausencia en el GC, revelando un incremento del 10,5% en esta capacidad, aunque cabe anotar que dado el coeficiente de variación en el delta (103%) la respuesta es bastante variable entre los individuos. La mejoría descrita es congruente con la relación entre fuerza y velocidad de la marcha encontrada en estudios transversales (Ostchega et al., 2004; García et al., 2011). Se concuerda con los resultados de los estudios de Raj et al., (2012) y Leszczak et al., (2013) quienes utilizaron diferentes modos de sobrecarga excéntrica con pesas en personas mayores y hallaron mejoras en la velocidad de la marcha, también con otra prueba funcional.

Para la prueba de sentadillas en 30 segundos, ambos grupos de hombres (GE y GC) presentaron diferencias significativas tras el entrenamiento. Una situación similar fue observada en el estudio de Schlicht et al., (2001) en la prueba de 5 sentadillas, luego de un programa de 8 semanas, asunto que se explicó como un posible efecto de aprendizaje de la prueba. En nuestro caso, hubo diferencias significativas en el $\Delta\%$ a favor del GE por lo que el cambio en GC (11%) también se puede atribuir al efecto de aprendizaje y el del GE (27,2%) al entrenamiento.

Aunque no hay un estudio que usando la resistencia inercial haya verificado sus efectos sobre la capacidad funcional, la ganancia aquí encontrada para los hombres en la prueba de sentadillas, es consistente con lo hallado por Bottaro et al., (2007) en hombres mayores que entrenaron en máquinas de musculación haciendo fases concéntricas muy rápidas y disminuyendo la velocidad en la excéntrica; también con lo hallado por Leszczak et al., (2013) en dos grupos de ambos sexos que entrenaron, uno con sobrecarga excéntrica y otro con bajo peso y alta velocidad. En favor de nuestros resultados en dicha prueba, hay que anotar que en esos dos estudios los sujetos realizaron un entrenamiento en tres máquinas distintas para ejercitar miembros inferiores y en nuestro caso solo se usó una, aunque la duración de nuestra intervención fue más larga.

En la prueba *8 Foot Up and Go*, llama la atención la ausencia de diferencias significativas de nuestro estudio, en tanto son reconocidas las asociaciones positivas entre las ganancias de fuerza y el equilibrio (Orr et al., 2006; Granacher et al., 2012) y más aun en el caso de los efectos de la sobrecarga excéntrica (Raj et al., 2012; Leszczak et al., 2013); especialmente si se tiene en cuenta que Onambélé et al., (2008) usando un dispositivo FWED, hallaron mejorías en el equilibrio estático en sujetos de características similares a las de nuestro estudio. Ésto haría presumible encontrar mejorías de nuestra parte en una prueba de agilidad y equilibrio dinámico.

No obstante, en la misma dirección de nuestros resultados en esta variable, otros estudios tampoco han hallado cambios. Schlicht et al., (2001) luego de un entrenamiento de 6 ejercicios en máquinas de musculación para miembros inferiores, no encontraron mejoras en la prueba de equilibrio estático monopodal con los ojos cerrados; por otra parte, Bottaro et al., (2007) coincidieron con lo aquí hallado al obtener mejoras en la prueba de sentadillas pero no en el *Up and Go*. En este sentido, en una revisión reciente de Granacher et al., (2012) se sugiere que todavía existen vacíos respecto a los efectos que el entrenamiento de fuerza de alta intensidad (como el nuestro) puede tener sobre el equilibrio en las personas mayores. También, que las asociaciones entre manifestaciones de la fuerza y el equilibrio son más evidentes en ancianos frágiles, por lo cual, desde esa perspectiva y teniendo en cuenta las características de nuestra muestra, la ausencia de cambio en una prueba de equilibrio dinámico podría interpretarse como algo posible.

Desde una mirada más general, el logro de efectos parciales del entrenamiento sobre la capacidad funcional hallados en nuestro estudio, también se observa en los de otros autores que utilizaron distintos medios y métodos (Schlicht et al., 2001; Bottaro et al., 2007). Symons et al., (2005) notaron que personas mayores de ambos sexos divididas en tres tipos distintos de entrenamiento en dinamómetro isocinético – un grupo isométrico, otro concéntrico y el tercero excéntrico – durante 12 semanas, 3 veces por semana, sólo se favorecieron parcialmente en la movilidad funcional, mejorando el desempeño en ascenso y descenso de escaleras. Schilling et al., (2010) en un estudio piloto con enfermos

de Parkinson entre 50 y 69 años, realizaron un entrenamiento para miembros inferiores de 8 semanas con moderado volumen y alta intensidad, e igualmente lograron mejorías en la fuerza absoluta y relativa, pero sin cambios significativos en las pruebas funcionales realizadas (*Up and Go*, caminata de 6 minutos, Escala ABC para valorar equilibrio).

Por su parte, se constatan reportes de otros estudios que con sobrecarga excéntrica tuvieron resultados favorables sobre la capacidad funcional en personas mayores y/o enfermos crónicos: algunos estudios que usaron cicloergometría excéntrica, hallaron mejoras en la movilidad de personas con Parkinson (Dibble et al., 2006), la agilidad y el equilibrio dinámico en sobrevivientes de cáncer (LaStayo et al., 2010), el equilibrio, la habilidad para el descenso de escaleras y el riesgo de caídas en ancianos frágiles (LaStayo et al., 2003). Se reitera que, con un dispositivo inercial similar al de este estudio se hallaron mejoras en el equilibrio en personas mayores independientes (Onambélé et al., 2008). Recientemente Leszczak et al., (2013) encontraron ganancias similares en la capacidad funcional en dos grupos de mayores que entrenaron con sobrecarga excéntrica y con bajo peso y alta velocidad.

Otro aspecto sobre la aparente contradicción entre los resultados obtenidos y lo esperable, tiene que ver con una aparente poca relación entre las ganancias de potencia aquí encontradas y las de las pruebas de capacidad funcional. Varios autores coinciden en que las mejoras en la capacidad funcional se obtendrían en mayor grado con un entrenamiento orientado a mejorar la potencia y ejecutado con alta velocidad y baja sobrecarga (Sayers, 2008; Liu y Latham, 2011; Reid y Fielding, 2012; Marques et al., 2013). Sayers y Gibson (2010) dicen que ejercitarse de este modo puede imitar aquellos movimientos funcionales, más que otras formas de entrenamiento a mayores porcentajes de 1RM y por ende transferir las ganancias de dicho entrenamiento de mejor manera a las actividades que se ven representadas en este tipo de acciones: *Up and Go*, levantarse de una silla, restablecer el equilibrio, acelerar súbitamente la marcha ante un imprevisto, entre otros. Por lo anterior, otra posible explicación de nuestros resultados en cuanto a capacidad funcional, puede residir en el modo

de ejecución del ejercicio, que no garantizaba la alta velocidad y baja carga, dado que cada repetición fue maximal en términos de la potencia alcanzada.

Queda el interrogante de si la mejoría de potencia aquí observada sólo sería específica para el tipo de ejercicio y la acción mecánica que la originó (resistencia inercial) en tanto, se ha dicho que la especificidad en las ganancias, en cuanto a los grupos musculares y los movimientos que las producen, son mayores en el caso de fuerza excéntrica (Hortobágyi et al., 1996; Reeves et al., 2009; Roig et al., 2009), de ahí que su transferencia a los movimientos específicos de las pruebas funcionales utilizadas, no representaran una mejoría significativa en las mujeres y algunas pruebas en los hombres. De hecho, esto de la transferencia de las ganancias del ejercicio excéntrico a otras formas utilitarias de la fuerza, es uno de los temas que se ha sugerido investigar más a fondo (Roig et al., 2009).

Desde otra perspectiva de análisis, los pocos cambios aquí constatados en la capacidad funcional también fueron observados en el estudio de Schilling et al., (2010), asunto que los autores explicaron en el hecho que la línea de base de sus valores para estas pruebas ya de por sí era suficientemente alta. Algo similar ocurrió en nuestro caso cuando al comparar estos valores con los sugeridos recientemente por Rikli y Jones (2012) para población Norteamericana y los específicos para población Española propuestos por Pedrero et al., (2012), en todos los casos nuestros valores basales se ubicaron entre los percentiles 70 y 90. Lo mismo se observó en la FPM, que al contrastarla con otros estudios que usaron el mismo dinamómetro (Mathiowet et al., 1985; Bohannon et al., 2006), hubo similitud con los valores normales según sexo y rango etario y en otro caso (Schlüssel et al., 2008) nuestros valores resultaron superiores. No obstante, no es posible acoger el argumento de Schilling et al., (2010) como posible explicación de los pocos cambios aquí encontrados en la capacidad funcional, dado que, aún siendo altos nuestros valores basales, cuando se compararon los obtenidos post-entrenamiento con las mismas escalas (Rikli y Jones (2012) Pedrero et al., (2012) superaron el percentil 90.

Por lo anterior, consideramos que una posible explicación también puede residir en las pruebas utilizadas, debido a que en la capacidad funcional es difícil detectar un cambio clínicamente relevante con tales pruebas, dada la baja sensibilidad para registrarlos (Schlicht et al., 2001; Steib et al., 2010; Granacher et al., 2012). Esto encuentra respaldo en lo expuesto por Steib et al., (2010) cuando en su meta-análisis afirmaron que las mejoras de la fuerza no siempre son verificables mediante las pruebas que evalúan la funcionalidad y que en este caso hay factores de confusión que inciden sobre resultados favorables de los estudios (baja condición física, institucionalización, inexperiencia en entrenamiento con resistencias, entre otros). Nuestros resultados reflejan lo anterior y se identifican con la conclusión de ese meta-análisis acerca de la evidencia conflictiva en cuanto a efectos del ejercicio excéntrico sobre la capacidad funcional.

10.3 Cambios en la masa muscular y otros parámetros de composición corporal

Para la evaluación de la masa muscular se establecieron tres opciones de análisis de los posibles cambios: primero la masa muscular de las piernas que incluyó todo el miembro inferior abarcando cuádriceps y pantorrilla; segundo el ROI 9 correspondiente al muslo; tercero, los seis ROI que se hicieron como cortes transversales en el cuádriceps a nivel proximal, medial y distal de este grupo muscular.

De este modo, según lo hallado en nuestros resultados, la masa muscular de los miembros inferiores aumentó luego del entrenamiento en el GE en comparación con el GC; tales cambios se registraron de modo diferente según el sexo y los distintos parámetros utilizados para monitorizarlos. En ambos sexos se presentaron diferencias significativas con mayores valores en el pos-test para el total de masa magra (hombres: 1,9%; mujeres: 1,3%) y para la masa magra del muslo (hombres: 2,9% mujeres: 3,5%). Además, en los hombres se observaron cambios significativos en la masa magra de las piernas y en los ROI 4 y 6.

Desde una perspectiva general, se confirmó nuestra hipótesis sobre la posible ganancia de masa muscular como consecuencia del entrenamiento propuesto, lo que complementa hallazgos previos en el mismo sentido y donde el FWED demostró que un entrenamiento cada 3 días durante 5 semanas promovió la hipertrofia muscular en jóvenes y adultos con distinto nivel de actividad (Tesch et al., 2004a; Seynnes et al., 2007; Norrbrand et al., 2008; Fernández-Gonzalo et al., 2014). Esto era previsible dado que este dispositivo había resultado efectivo para atenuar las pérdidas en la masa y la funcionalidad del tejido muscular producidas por el reposo prolongado en cama (Alkner y Tesch 2004b; Gallagher et al., 2005; Trappe et al., 2009) y por la supresión del apoyo de un miembro inferior (Tesch et al., 2004b). No obstante, es importante resaltar que los efectos del entrenamiento de fuerza mediante la resistencia inercial sobre la masa muscular de personas mayores, todavía no habían sido indagados y este constituye un aporte de nuestro estudio.

Por otra parte, nuestros resultados también están en la misma dirección de lo hallado con otros métodos de sobrecarga excéntrica en personas mayores. En el caso de los estudios que utilizaron la cicloergometría excéntrica y valoraron la hipertrofia por RMN, se detectaron cambios significativos en CSA de ancianos frágiles (LaStayo et al., 2003), CSA del muslo en diabéticos de mediana edad (Marcus et al., 2008) y personas mayores con Parkinson (Dibble et al., 2006). Dada la alta correlación reportada entre la Resonancia y el DXA y la fiabilidad de este método para evaluar la masa muscular en personas mayores (Chen et al., 2007) se puede asumir que los cambios aquí encontrados son congruentes con los constatados en esos estudios y que ambos métodos de ejercicio excéntrico impactaron favorablemente la masa muscular de los sujetos estudiados.

En la misma orientación anterior, en los otros estudios que usaron cicloergometría excéntrica y evaluaron la masa muscular por medio de DXA, también se encontraron ganancias en masa magra de las piernas en mujeres postmenopáusicas obesas o con sobrepeso (Marcus et al., 2009) y en ancianos con alto riesgo de caída entre 70 y 89 años (LaStayo et al., 2007). Además, en un estudio de Mueller et al., (2009) con mayores de ambos sexos y edad promedio 80,6 años, se encontró una reducción significativa en el cociente de la

fibras tipo IIX / tipo II, que a su vez correlacionó significativamente con parámetros de composición corporal y que los autores sugirieron como evidencia de plasticidad muscular.

Al comparar los porcentajes de ganancia en masa muscular en miembros inferiores obtenidos por dichos estudios que la evaluaron con DXA (Dibble et al., 2006; LaStayo et al., 2007), en estos se encuentran valores del 6%, más altos que los aquí hallados en la masa magra del muslo que fueron el 2,9% para hombres y 3,5% en mujeres. Aunque los programas tuvieron igual duración (12 semanas) pero diferente frecuencia y el nuestro podría hacer suponer una mayor ganancia por las características del método, estas diferencias pueden explicarse por varias razones: primero, las poblaciones intervenidas en esos estudios fueron sujetos enfermos y desaconicionados y su capacidad de respuesta al entrenamiento, de entrada podía ser superior a los del presente estudio, en tanto se identificó su buena aptitud física al inicio del mismo. Segundo, la cicloergometría excéntrica como método, lleva implícito un componente aeróbico que igualmente favorece cambios en la composición corporal (Marcus et al., 2009; Mueller et al., 2009) que a su vez magnifican la contribución relativa del músculo a ésta y a la fuerza expresada en función de la masa muscular. Tercero, también pueden existir diferencias metodológicas en la forma como se definieron los ROI para la cuantificación de la masa muscular de las piernas y no hay referentes de comparación cuando se utilizaron los ROI que hicieron cortes transversales de menor tamaño.

En cuanto a los estudios que proporcionaron la sobrecarga excéntrica con pesas o máquinas de musculación en personas mayores, sólo registramos dos de ellos que estudiaron la influencia de este tipo de entrenamiento sobre la masa muscular pero con métodos distintos al aquí empleado (Reeves et al., 2009; Raj et al., 2012). En ambos casos se utilizó la ultrasonografía para evaluar la arquitectura muscular a través de la longitud del fascículo, el ángulo de penación y el grosor muscular a nivel del vasto lateral y aunque se utilizaron dos modos diferentes de sobrecarga excéntrica, los resultados concuerdan en cambios más favorables para el ejercicio excéntrico que el convencional. En nuestro caso no es posible valorar la magnitud de los cambios a nivel de masa muscular en

función del método de entrenamiento, dado que no se comparó contra otro entrenamiento convencional.

Desde una perspectiva más general de análisis sobre lo hallado, estos resultados refuerzan la evidencia existente acerca de los efectos positivos del entrenamiento de la fuerza sobre la masa magra en personas mayores y para el caso particular, personas con una buena capacidad funcional. No obstante, las ganancias absolutas para la MLG en nuestro estudio, difieren en función del sexo de los valores sugeridos en el meta-análisis de Peterson et al., (2011), resultando similares en los hombres y menores en las mujeres. Lo anterior ratifica las diferencias sexuales descritas para las respuestas al entrenamiento en las variables de fuerza y capacidad funcional, que también se observaron en la masa magra. En algunas variables los hombres presentaron una mejor respuesta que las mujeres, en tanto los $\Delta\%$ tuvieron valores más altos, tanto absolutos como relativos y las diferencias significativas se encontraron en una mayor cantidad de parámetros evaluados. Tal es el caso de lo ocurrido con los ROI 4 y 6 cuyas ganancias denotan una hipertrofia medial proximal del muslo, no constatadas en las mujeres del GE, en quienes estos cambios fueron más difusos.

Esta probable diferencia en la respuesta hipertrófica al entrenamiento de fuerza en personas mayores a favor de los hombres concuerda con lo hallado en estudios previos (Martel et al., 2006) y para el caso de los hombres del GE de este estudio, según lo expuesto por Kraemer et al., (1998) esas ganancias podrían haberse favorecido por factores individuales como los antecedentes de práctica y la capacidad de trabajo, asociados al tipo e intensidad del entrenamiento implementado, que según los autores, ayudan a las repuestas hormonales al ejercicio agudo de fuerza que mejoran la capacidad anabólica del músculo.

Otros parámetros de la composición corporal. En el tejido graso no se encontraron diferencias significativas en ninguno de los grupos ni momentos del estudio, por lo que no se incluyó en los resultados ni fue objeto de otros análisis. Este aspecto era esperable, pues el trabajo realizado no incluyó un componente aeróbico y la duración de las sesiones no superaba los diez minutos; además,

también se explica en el hecho que la sobrecarga excéntrica fue el distintivo del trabajo realizado y se ha dicho que una de las características de este tipo de acción muscular es el bajo coste energético (Abbott et al., 1952; Dudley et al., 1991b) que también ha sido comprobado en dispositivos tipo YoYo™ (Caruso et al., 2003). Sin embargo, es interesante que en los hombres del GE ocurrieran cambios en el peso y el IMC donde se dieron leves aumentos (1,1% para el peso) que por todo lo anteriormente dicho, serían a expensas de las ganancias en el tejido muscular.

En relación con el tejido óseo, es preciso comentar que las diferencias significativas post-entrenamiento observadas en la DMO del fémur para tres de los cuatro grupos estudiados: hombres del GE y ambos sexos en el GC, no resultan explicables, sobre todo en el segundo grupo que no recibió un estímulo. Además, los dos grupos de hombres tuvieron los $\Delta\%$ más altos que, incluso, los ubicarían por encima del margen de error de medición del implemento para esta variable. Este asunto es contradictorio pues se desconoce sobre cualquier factor externo que pudiera influir un supuesto aumento de la DMO en los controles de ambos sexos y en el caso de los hombres del GE, esto no parecería muy lógico, dado que los efectos de ejercicios de fuerza sobre la DMO del fémur se han constatado en programas con mayor cantidad de semanas de duración (Bemben y Bemben, 2011) y este tipo de adaptaciones generalmente se constatan en el largo plazo (Gómez-Cabello et al., 2012; Polidoulis et al., 2012). También se ha sugerido que la investigación sobre ejercicio y salud ósea en hombres mayores todavía es incipiente (Chodzko-Zajko et al., 2009) y por lo contradictorio de la situación, esto se puede considerar como un resultado aleatorio en el procesamiento de los datos y no producto de una situación relacionada con el diseño del estudio.

Sí resulta interesante el hecho consistente en que los hombres del GE, el CMO en el ROI 6 (proximal de 2 cm) fuera significativamente mayor en un 2,5% luego del entrenamiento, en contraste con la ausencia de cambio en el GC. Este aumento puede asociarse con el observado para el mismo ROI 6 de la masa muscular y que por su localización, primer tercio del muslo, lleva a sugerir que el tipo de movimiento realizado similar a la sentadilla, podría ser causante de estrés

mecánico que promoviera alguna adaptación ósea a ese nivel. Sin embargo, esto requeriría una confirmación por métodos de evaluación más precisos, como la Tomografía Computarizada Cuantitativa Periférica (pQCT), altamente recomendada para detectar cambios a nivel de resistencia ósea y propiedades geométricas de este tejido (Gómez-Cabello et al., 2012; Polidoulis et al., 2012).

Por otra parte, los únicos dos estudios que utilizaron dispositivos YoYo™ e indagaron su impacto sobre la masa ósea (Rittweger et al., 2005; Cervinka et al., 2011), lo hicieron en torno al efecto atrófico del reposo prolongado y tienen resultados contradictorios entre sí; además, por su diseño no son de referencia para lo aquí encontrado. Ocurre lo mismo con los otros estudios que utilizaron distintos medios de sobrecarga excéntrica en mayores, donde no se indagaron adaptaciones a nivel de la masa ósea. No obstante debe partirse del hecho que sí se han documentado efectos favorables de otros modos de entrenamiento de fuerza sobre la masa ósea en personas mayores, aunque cabe anotar que tales efectos se han verificado a nivel de cuello de fémur donde el hueso tiene mayor contenido trabecular (Bemben y Bemben, 2011; Gómez-Cabello et al., 2012), diferente al caso del ROI en cuestión.

Por lo anterior, una conclusión de lo observado en este caso, es que, si bien, se constata un cambio en el CMO para un área específica (ROI 6), este efecto aparece aislado en comparación con otras medidas de la misma variable, por lo que podría significar algún cambio adaptativo en este tejido, no identificable totalmente a través del diseño aplicado. Esto puede asumirse como una tendencia interesante que debería confirmarse con otro diseño experimental, específicamente orientado a indagar por el impacto del dispositivo usado sobre la masa ósea en diferentes parámetros de evaluación.

Sobre los cambios en la calidad muscular. Los cambios aquí encontrados en las distintas manifestaciones de la fuerza asociados a los ocurridos en la masa magra, llevan a revisar lo ocurrido en cuanto a la calidad muscular, concepto que relaciona el rendimiento muscular en cuanto a fuerza o potencia por unidad de músculo, esta última expresada en volumen o masa (Choddzko-Zaijo et al., 2009; Barbat et al., 2012). En nuestros resultados se había señalado que los

cambios observados en FMI, FMD y Potencia, igualmente fueron constatados cuando los valores se relativizaron a la masa magra de los muslos. También se observó que las diferencias entre sexos en la respuesta al entrenamiento de fuerza, antes comentadas, se atenúan un poco cuando se comparan los resultados en términos de calidad muscular. Ésto es similar a lo hallado por Tracy et al., (1999) en mayores de ambos sexos que se entrenaron por 9 semanas en dispositivos convencionales y refleja en parte lo expuesto por Chodzko-Zajko et al., (2009), quienes afirman que al relativizarse los rendimientos de fuerza a la masa magra no parecen ocurrir cambios específicos según el sexo.

No obstante, en la literatura disponible sobre efectos del entrenamiento con sobrecarga excéntrica a través de diferentes medios, pese a que se midieron efectos sobre distintas manifestaciones de la fuerza y en varios casos sobre la masa muscular (LaStayo et al., 2003, 2007; Tesch et al., 2004a; Dibble et al., 2006; Seynnes et al., 2007; Norrbrand et al., 2008; Marcus et al., 2009; Reeves et al., 2009; Raj et al., 2012), no se encuentran análisis que presenten y discutan sus resultados en términos de calidad muscular. Por otra parte, este concepto es bastante amplio y variable, además, todavía no hay consenso en cuanto a la estandarización de métodos para su determinación (Barbat et al., 2012) lo que dificulta la comparación entre estudios.

Al contrastar nuestros resultados con lo encontrado por otros estudios que usaron medios convencionales (pesas y máquinas de musculación) para entrenar fuerza en personas mayores y distintos métodos para valorar la calidad muscular, se encuentran varias concordancias y algunas contradicciones. En el primero de los casos, las ganancias aquí observadas van en el mismo sentido de lo hallado en un estudio que tuvo la misma frecuencia, pero solo 6 semanas de duración (Pinto et al., 2014) y donde se encontraron ganancias en 1 RM, masa muscular y calidad muscular en mujeres. Los mismos resultados también se observaron en ambos sexos, en dos estudios de 9 semanas de duración y 3 días semanales de frecuencia (Tracy et al., 1999; Ivey et al., 2000) y se confirman en el estudio de Radaelli et al., (2013) que tuvo una duración y frecuencia similares a las nuestras y donde la calidad muscular mejoró, independientemente del volumen de entrenamiento, en dos grupos de mujeres mayores.

Sin embargo, estos resultados se contradicen con los de Correa et al., (2013), quienes en un programa, también con similar duración y frecuencia al nuestro pero con máquinas de musculación para miembros superiores e inferiores, encontraron mejoras en la RM y la masa magra en mujeres mayores, pero no fue así en la calidad muscular. En el caso de la potencia, nuestros resultados también están en el mismo sentido de lo encontrado por Delmónico et al., (2005) que hallaron mayores ganancias en la calidad muscular en términos de potencia pico isocinética, al entrenar en una MEP unilateralmente y a velocidad moderada, durante 10 semanas 3 veces por semana. No obstante, contrario a lo aquí observado, en ese estudio hay diferencias en el modo como se manifestaron los cambios entre sexos, dado que los autores encontraron mayores ganancias en mujeres que en hombres. También es importante tener en cuenta que esta comparación se relativiza por los métodos de evaluación y entrenamiento empleados en dicho estudio.

En general, las ganancias encontradas en nuestro estudio en cuanto a calidad muscular explican las mejoras antes discutidas en distintas manifestaciones de la fuerza y en la masa muscular. Se ha planteado que las mejoras de fuerza en el corto plazo ocurren por aumentos en las tasas de reclutamiento y lo que se cree es la principal causa de aumento en la calidad muscular (Ivey et al., 2000; Delmónico et al., 2005; Choddzko-Zaijo et al., 2009; Correa et al., 2013); no obstante, por las mejoras aquí encontradas en cuanto a masa muscular, podemos sugerir que las ganancias obtenidas en calidad muscular pudieron deberse principalmente a cambios estructurales, aunque se requerirían estudios adicionales para confirmarlo. De este modo, puede decirse que en personas mayores de 65 años, un entrenamiento con sobrecarga excéntrica en dispositivos inerciales, hecho durante 12 semanas con alta intensidad y baja frecuencia, promovería el aumento en la calidad muscular.

Esto tiene un sentido práctico importante, toda vez que las pérdidas de fuerza con la edad son multifactoriales y no necesariamente dependerían de la pérdida de masa muscular, si no también de cambios cualitativos en el músculo (Hunter, 2004). Cambios que al parecer se revierten con el entrenamiento aquí realizado

y a su vez se reflejan en la calidad muscular expresada en distintas formas de manifestación de la fuerza; por lo tanto, dado el potencial adaptativo que se preserva en los mayores para mejorar este indicador (Ivey et al., 2000; Choddzko-Zaijo et al., 2009) se justificaría el ejercicio con sobrecarga excéntrica como un importante método de entrenamiento.

10.4 Correlaciones entre los $\Delta\%$ de las variables estudiadas y de estos con la intensidad del entrenamiento

Las correlaciones realizadas entre los $\Delta\%$ de las manifestaciones de la fuerza mostraron que entre la FMI y la FMD no se constató ninguna asociación que pueda discutirse. Esto resulta sorprendente, dado que son dos manifestaciones de la fuerza máxima con alguna relación entre sí y por lo mismo se esperaba que la magnitud de las ganancias observadas en alguna estuvieran en la misma dirección de la otra. Esta ausencia de asociación podría tener explicación en el hecho que en las mujeres, luego del entrenamiento, no se encontraran diferencias significativas en la FMI y sí en la FMD; de allí, que la ausencia de cambio en una variable y el sí que resultara en otra, a su vez pudo incidir en el resultado estadístico. Por lo demás no se cuenta con algún referente teórico que permita explicar lo observado.

Asimismo no se hallaron correlaciones entre los cambios ocurridos en la FMI y los de la potencia, asunto que también podría ser esperable, por que los tipos de acción muscular pueden significar justamente trabajo contrario, en un caso desplegar fuerza movilizand o una carga lo más rápidamente posible y en el otro, desplegar la máxima sin que ocurra movimiento. En este sentido, sólo se hallaron correlaciones negativas entre la FMI y la $P_{MEDI A}$ al 70% de 1 RM para los hombres ($r = - 0,56$) y el grupo completo ($r = - 0,41$), este último, quizás influido por el comportamiento de la variable en el primero. Esto podría significar una relación inversa entre los cambios observados para estas dos variables, de modo que, posiblemente, altas ganancias en FMI no se reflejarían en las de potencia y viceversa, lo cual confirmaría que la especificidad del entrenamiento pudo inducir mayores ganancias en la potencia en contraste con la FMI.

Queda también la inquietud, si en el caso de las mujeres se hubieran presentado diferencias significativas luego de la intervención, y si esto influyera en un coeficiente de correlación más alto que el hallado, confirmando lo anterior, o si por el contrario la interrelación se debilitara. De todos modos, es importante anotar que esta correlación sólo se presentó en la carga donde los hombres expresan su mayor potencia (Sayers, 2008), por lo cual, este también puede ser un comportamiento propio de esa carga según el sexo y no generalizado de la relación entre esas dos manifestaciones de la fuerza.

En el caso de la FMD se observaron correlaciones entre el $\Delta\%$ cuando se evaluó en la MEP, con la P_{MEDIA} y la P_{PICO} al 60% de 1 RM en los hombres y de esta última con la RM en la prensa en el grupo completo; asunto que resulta lógico en el caso de las dos primeras comparaciones, por ser el mismo implemento de evaluación y porque en las potencias donde hubo esa interrelación se habían presentado diferencias significativas en comparación con el pre-test. De acuerdo con esto, en general puede considerarse que las ganancias de potencia al 60% de 1 RM en los hombres, especialmente en la P_{PICO} , están en la misma dirección de las alcanzadas en la FMD. Sí resulta sorprendente que no se observaran más relaciones entre la FMD y las demás cargas en las que se evaluó la P_{MEDIA} especialmente en aquellas en las que se hallaron diferencias significativas en cada uno de los sexos.

Esto también nos lleva a pensar que en general, en este estudio, las ganancias observadas en la potencia no tuvieron una relación muy directa con las ocurridas en otras manifestaciones de la fuerza, asunto que podría ser contradictorio, en tanto, algunos estudios hechos con otros medios de sobrecarga, también han encontrado ganancias en la potencia utilizando altas intensidades (Häkkinen et al., 2001; De Vos et al., 2005). Por lo mismo, se considera que debieron presentarse asociaciones importantes entre los $\Delta\%$ de las dos variables de fuerza máxima y la potencia, pero según lo observado no se tiene una explicación clara.

En el caso de la potencia, se observó que, para la P_{MEDI} A el $\Delta\%$ de las ganancias obtenidas en las distintas cargas, excepto el 80% de 1 RM, tienen correlaciones entre sí, que no solo son significativas, si no que también los valores de r obtenidos denotan una fuerza alta en muchas de esas correlaciones. Lo mismo se observa cuando las 4 cargas referidas de la P_{MEDI} A (40, 50, 60 y 70% de 1 RM) correlacionan con la P_{PICO} al 60% de 1 RM. Por su parte, aunque la P_{PICO} al 80% también tienen algunas correlaciones con la P_{MEDI} A, las mismas no se tienen en cuenta en la medida que los valores de esa variable no registraron diferencias significativas luego del entrenamiento.

Todo lo anterior nos permite hipotetizar que, en personas mayores de 65 años, un entrenamiento de fuerza con dispositivos inerciales realizado a la máxima potencia, favorecería por igual, las ganancias en esta última, cuando se expresan mediante alta velocidad y baja carga, o cuando esto ocurra a la máxima carga con la que se pueda ejecutar un movimiento igualmente veloz.

Esto está respaldado en el hecho que en personas mayores, entrenamientos realizados con altas cargas pueden favorecer ampliamente y por igual varias manifestaciones de la fuerza (Steib et al., 2010). También nos sugiere que las adaptaciones al entrenamiento de fuerza en las personas mayores pueden ir en dos vías: primero, que varios métodos puedan conducir a un efecto similar, como el caso de lo hallado en estudios que por distintos medios encontraron similares ganancias para la potencia (De Vos et al., 2005; Symons et al., 2005), así como la fuerza y la calidad muscular (Radaelli et al., 2013). Segundo, lo aquí encontrado en el caso de la potencia, que cobraría valor, en tanto, un solo método permite mejorar varias formas de manifestación de esta cualidad.

Al correlacionar los $\Delta\%$ de las distintas manifestaciones de la fuerza con la masa muscular y algunos parámetros de composición corporal, se pueden resaltar correlaciones significativas entre los $\Delta\%$ de la MMT y la FMD evaluada en la prensa en las mujeres y con algunas cargas de la P_{MEDI} A (50 y 60% de 1RM) y la P_{PICO} (60% de 1RM) en los hombres. El ROI 9 (masa magra del muslo) sólo correlacionó con la P_{MEDI} A en dos cargas para la mujeres y una con todo el grupo. En todo caso, la mayoría de las relaciones encontradas fueron entre las ganancias en masa magra y potencia.

Aunque no se cuenta con un referente que permita sustentar estas asociaciones en el caso específico del diseño de este estudio, lo observado está en congruencia con lo hallado por otros estudios que encontraron mejoras en potencia y masa muscular en jóvenes que entrenaron con un dispositivo inercial ITMS (Naczk et al., 2013), en hombres mayores que utilizaron medios convencionales por 16 semanas 3 veces semanales (Ferri et al., 2003), o mujeres de mediana edad y mayores que usaron dispositivos similares durante dos días semanales por seis meses (Häkkinen et al., 2001). Si bien, en estos estudios no se correlacionaron los $\Delta\%$, si se observan ganancias en cuanto a potencia e hipertrofia como producto del entrenamiento. En general, se puede considerar que las correlaciones aquí observadas entre los $\Delta\%$ de estas variables, además de indicar que tales ganancias se asocian en el mismo sentido, confirmándose los cambios en calidad muscular antes discutidos en este capítulo.

Sobre la relación entre los $\Delta\%$ de las pruebas funcionales y las manifestaciones de la fuerza, se observó algo interesante que nutre la discusión antes planteada acerca de cómo se habría dado la asociación entre potencia y capacidad funcional en la muestra del estudio. En este análisis se halló que la magnitud de las ganancias en las pruebas de capacidad funcional que tuvieron diferencias significativas: marcha en 2 minutos y sentadillas en 30 segundos, sólo correlacionaron significativamente con los $\Delta\%$ de algunas pruebas de P_{MEDIA} y P_{PICO} , en los hombres del GE, alcanzando valores de r superiores a 0,50. En ambos casos, dicha correlación con la P_{MEDIA} fue con cargas bajas (40 y 50% de 1 RM), lo que sugiere, que las ganancias observadas en esta variable guardan relación directa con las mejoras en la capacidad funcional halladas en este estudio, asunto ampliamente respaldado por la bibliografía (Bean et al., 2003; Sayers y Gibson, 2010; Tschopp et al., 2011; Marques et al., 2013).

Esto también sugiere que la ausencia de diferencias significativas en las pruebas funcionales en las mujeres, podría relacionarse con la ausencia de cambio en la P_{MEDIA} en la carga más baja (40% de 1RM), lo que a su vez pudo estar determinado por la intensidad con la que se ejecutaba el entrenamiento (máxima)

o la especificidad de las adaptaciones al trabajo excéntrico y su posible transferencia limitada a otros movimientos (Hortobágyi et al., 1996; Roig et al., 2009).

También resultó muy interesante la relación observada entre los $\Delta\%$ de la prueba de marcha en 2 minutos y la masa muscular total y de las piernas, otro asunto también documentado, en el sentido que el mantenimiento o ganancia de masa muscular se relaciona directamente con la capacidad funcional de las personas mayores (Rosemberg, 1997; Szulc et al., 2004; Cruz-Jentof et al., 2010; Marzetti et al., 2010), lo que realza la utilidad práctica de nuestros resultados.

Sobre la relación entre la magnitud de los cambios presentados en las distintas variables estudiadas y la intensidad del entrenamiento, esta no fue significativa en la gran mayoría de los análisis; sólo se hallaron dos asociaciones que sugieren alguna interrelación lógica entre estas variables. La primera fue observada entre el $\Delta\%$ de la FMI y las cuatro medidas de potencia con las que se monitorizó el entrenamiento ($P_{\text{MEDIA CON}}$, $P_{\text{MEDIA EXC}}$, $P_{\text{PICO CON}}$; $P_{\text{PICO EXC}}$), lo que resulta previsible, pues como se discutió en el apartado respectivo, la FMI ha sido la variable en la que una mayor cantidad de estudios coincidieron en hallar ganancias luego de entrenamientos con sobrecarga excéntrica, tanto por resistencia inercial (Tesch et al., 2004b; Seynnes et al., 2007; Norrbrand et al., 2008) como por otros medios (LaStayo et al., 2003; Mueller et al., 2009; Raj et al., 2012).

Por lo mismo, lo que revela esta asociación es que tanto el componente excéntrico como concéntrico del ejercicio realizado podrían tener cierta influencia en la mejora de esta manifestación de la fuerza. Es importante precisar que estas asociaciones se dieron cuando el análisis no diferenció el sexo, pero las diferencias significativas con el entrenamiento sólo se observaron para los hombres. También, la fuerza de las interrelaciones es baja (los valores de r están entre 0,3 y 0,4), por lo que aquí solo se señala una tendencia.

Por último, en todo el grupo el $\Delta\%$ de la prueba de sentadillas en 30 segundos correlacionó con el promedio de la $P_{\text{PICO CON}}$ desplegado en el entrenamiento,

asunto que resulta lógico, en tanto la acción mecánica de sentarse y levantarse velozmente tiene una alta demanda en la acción concéntrica del cuádriceps, de allí esta asociación. Por otra parte, distintas fuentes bibliográficas han establecido fuertes asociaciones entre la capacidad funcional y la potencia en personas mayores (Skelton et al., 1994, 1995; Tschopp et al., 2011; Reid y Fielding, 2012; Marques et al., 2013), en este caso, la prueba de sentarse y levantarse es uno de los ejemplos más clásicos de demanda de potencia concéntrica de miembros inferiores en estas personas. Esta relación observada puede ser una de las evidencias que fundamenten el posible favorecimiento que dispositivos inerciales podrían tener sobre la capacidad funcional, aunque no fueran ampliamente observados en este estudio.

En términos generales, el resultado de estas correlaciones entre intensidad del entrenamiento y magnitud de las respuestas al mismo, dejan la inquietud sobre la influencia que puedan ejercer diferentes parámetros de carga externa en las respuestas adaptativas al entrenamiento con sobrecarga excéntrica, usando dispositivos inerciales YoYo™, especialmente en población mayor de 65 años.

11. CONCLUSIONES ESTUDIO 2

A la vista de nuestros resultados, podemos concluir que el entrenamiento reforzado excéntricamente en una máquina Yo-Yo™, durante 24 sesiones repartidas en 12 semanas en población mayor:

Primero: produce mejoras en la fuerza máxima isométrica (FMI) expresada en valores absolutos únicamente en los hombres. Sin embargo si se expresa en valores relativos a la masa magra implicada, se observan mejoras tanto en hombres como en mujeres.

Segundo: aumenta la fuerza máxima dinámica (FMD), tanto si se expresa en términos absolutos como si se relativiza a la masa magra, tanto en hombres como en mujeres.

Tercero: conlleva a la mejora de la manifestación de la potencia media relativizada a la masa magra frente a cargas del 50 al 60% de 1RM, en ambos sexos. Si la potencia media se expresa en términos absolutos la respuesta al entrenamiento parece diferir en función del sexo ya que la mejora en los varones se observa en todas las cargas medias entre el 40 y 70%, mientras que en las mujeres únicamente en las cargas del 50 al 60%.

Cuarto: en lo relativo a la Potencia Pico (P_{PICO}), no tiene el mismo efecto en hombres que en mujeres, solamente en los varones mejora tanto si se expresa en términos absolutos como relativos al peso magro de la zona muscular activa al vencer una resistencia alta relativa a 1RM.

Quinto: no parece ser un método adecuado para la mejora de la capacidad funcional, medida mediante pruebas convencionales, si bien en varones sí produce mejoras en las pruebas funcionales de fuerza en las extremidades inferiores.

Sexto: produce un incremento significativo de la masa magra de la zona muscular activa (alrededor de un 3%), tanto en hombres como en mujeres. Sin embargo esta ganancia tiene diferente patrón, dado que en las mujeres es más

difusa la ganancia zonal, mientras que en los varones en la ganancia tiene un mayor peso la hipertrofia proximal y medial.

Séptimo: tanto en varones como en mujeres, produce mejora de la calidad muscular manifestada en la fuerza como en la potencia.

Octavo: la intensidad del entrenamiento, tanto en su fase concéntrica como excéntrica, se correlaciona únicamente con la magnitud de la ganancia de la fuerza máxima isométrica.

12. LIMITACIONES DEL ESTUDIO Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Una limitación presente en este estudio se relaciona con la ausencia de control sobre algunas variables ajenas como la ingesta de medicamentos o la dieta, que para el caso, antes que ser factores de confusión, simplemente habrían aportado otros elementos de análisis que hubieran enriquecido el estudio.

Adicionalmente, algunos de los métodos de evaluación aquí empleados, si bien tienen reconocimiento y están validados en muchas publicaciones científicas, han sido escasamente empleados en la evaluación de personas mayores. Tal es el caso de los transductores de posición lineal, las evaluaciones de fuerza en prensa inclinada, o los ROI de cortes transversales de la masa muscular, que no permitieron encontrar muchos referentes específicos de comparación.

Por otra parte, algunas contradicciones en nuestros resultados llevan a sugerir nuevos estudios con el fin de aclararlas:

Primero, dado que la evaluación de la FMI se hizo en dos máquinas y con ángulos diferentes, en el futuro resultaría pertinente hacerlo en la misma angulación.

Segundo, toda vez que las mujeres del GE mejoraron la potencia en 4 cargas de la RM y las del GC en dos de estas (las cargas extremas) debe verificarse si tales resultados son efecto de la muestra, mediante un nuevo estudio con un mayor número de casos.

Tercero, se necesitan estudios futuros para establecer la influencia del sexo en las respuestas al entrenamiento inercial de diferentes manifestaciones de la fuerza y debe verificarse la relación entre ganancias de masa muscular y potencia, que en nuestro caso no fueron del todo consistentes.

También sería oportuno replicar el estudio, para indagar sobre la respuesta de otros parámetros adaptativos como la activación neural, la arquitectura muscular o la respuesta de marcadores inflamatorios; también en lo relacionado con la capacidad funcional en personas con un nivel distinto a los sujetos aquí

estudiados. Sigue pendiente la valoración de los efectos de la resistencia inercial en personas mayores en comparación con otros métodos de entrenamiento con sobrecarga, puesto que esto no fue dilucidado completamente en el primer estudio hecho (Onambele et al., 2008) y los dos restantes (Brezneck et al., 2013) - incluyendo el presente - no contemplaron esto en su diseño.

En general, el uso de la resistencia inercial como medio de sobrecarga excéntrica en las personas mayores, con el fin de mejorar o mantener la fuerza y la masa muscular, es un escenario promisorio de investigación que demanda más esfuerzos para desarrollar el conocimiento en tal sentido.

13. BIBLIOGRAFÍA

Aadahl M, Beyer N, Linneberg A, Thuesen BH, Jørgensen T. Grip strength and lower limb extension power in 19 –72- year-old Danish men and women: the Health 2006 study. *BMJ open*. 2011; 1 (2): 1 - 8.

Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson SP, Halkjær-Kristensen J, Dyhre-Poulsen P. Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. *J Appl Physiol*. 2000; 89 (6): 2249 - 2257.

Abbott BC, Bigland B, Ritchie JM. The physiological cost of negative work. *J Physiol*. 1952; 117: 380 - 390.

Abbott BC, Bigland B. The effects of force and speed changes on the rate of oxygen consumption during negative work. *J Physiol*. 1953; 120: 319 - 325.

Alkner BA, Berg HE, Kozlovskaya I, Sayenko D, Tesch PA. Effects of strength training, using a gravity-independent exercise system, performed during 110 days of simulated space station confinement. *Eur J Appl Physiol*. 2003; 90 (1): 44 - 49.

Alkner B, Tesch PA. Efficacy of a gravity-independent resistance exercise device as a countermeasure to muscle atrophy during 29-day bed rest. *Acta Physiol Scand*. 2004a; 181 (3): 345 - 357.

Alkner BA, Tesch PA. Knee extensor and plantar flexor muscle size and function following 90 days of bed rest with or without resistance exercise. *Eur J Appl Physiol*. 2004b; 93 (3): 294 - 305.

American College of Sports Medicine. Position stand: the recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining fitness in healthy adults. *Med Sci Sports Exerc*. 1990; 22 (2): 265 - 274.

Andreoli A, Scalzo G, Masala S, Tarantino U, Guglielmi G. Body composition assessment by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA). *Radiol Med*. 2009; 114 (2): 286 - 300.

Askling C, Karlsson J, Thorstensson A. Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. *Scand J Med Sci Sports*. 2003; 13 (4): 244 - 250.

Bamman MM, Hill VJ, Adams GR, Haddad F, Wetzstein CJ, Gower BA, Ahmed A, Hunter GR. Gender differences in resistance-training-induced myofiber hypertrophy among older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2003; 58 (2): B108 - B116.

Barbat-Artigas S, Rolland Y, Zamboni M, Aubertin-Leheudre M. How to assess functional status: A new muscle quality index. *J Nutr Health Aging*. 2012; 16 (1): 67 - 77.

Bean JF, Leveille SG, Kiely DK, Bandinelli S, Guralnik JM, Ferrucci L. A comparison of leg power and leg strength within the InCHIANTI study: which influences mobility more? *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2003; 58 (8): 728 - 733.

Bemben DA, Bemben MG. Dose–response effect of 40 weeks of resistance training on bone mineral density in older adults. *Osteoporos Int.* 2011; 22 (1): 179 - 186.

Berg HE, Tesch PA. A gravity-independent ergometer to be used for resistance training in space. *Aviat Space Environ Med.* 1994; 65 (8): 752 - 756.

Berg HE, Tesch PA. Force and power characteristics of a resistive exercise device for use in space. *Acta Astronaut.* 1998 4; 42 (1-8): 219 - 230.

Bigland B, Lippold OCJ. The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles *J Physiol.* 1954; 123: 214 - 224.

Bohannon RW, Peolsson A, Massy-Westropp N, Desrosiers J, Bear-Lehman J. Reference values for adult grip strength measured with a Jamar dynamometer: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy.* 2006; 92 (1): 11 - 15.

Bottaro M, Machado SN, Nogueira W, Scales R, Veloso J. Effect of high versus low-velocity resistance training on muscular fitness and functional performance in older men. *Eur J Appl Physiol.* 2007; 99 (3): 257 - 264.

Bouchard C Physical activity and health: introduction to the dose-response symposium. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33 (6 Suppl): S347- S350.

Bouchard C, Shepard RJ, Stephens T. Physical activity, fitness, and health. Champaign: Human Kinetics, 1994.

Brandenburg JP, Docherty D. The Effects of Accentuated Eccentric Loading on Strength, Muscle Hypertrophy, and Neural Adaptations in Trained Individuals. *J Strength Cond Res.* 2002; 16 (1): 25 - 32.

Brandt C, Pedersen BK. The role of exercise-induced myokines in muscle homeostasis and the defense against chronic diseases. *J Biomed Biotechnol.* 2010; 2010: 520258.

Brown LE, Weir JP. ASEP procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. *J Exerc Physiol* 2001; 4 (3): 1 - 21.

Brzenczek-Owczarzak W, Naczek M, Arlet J, Forjasz J, Jedrzejczak T, Adach Z. Estimation of the efficacy of inertial training in older women. *J Aging Phys Act.* 2013; 21 (4): 433 - 443.

Carrithers JA, Tesch PA, Trieschmann J, Ekberg A, Trappe TA. Skeletal muscle protein composition following 5 weeks of ULLS and resistance exercise countermeasures. *J Gravit Physiol.* 2002; 9 (1): 155 - 156.

Caruso JF, Hari P, Coday MA, Leeper A, Ramey E, Monda JK, Hastings LP, Davison S. Performance evaluation of a high-speed inertial exercise trainer. *J Strength Cond Res.* 2008; 22 (6): 1760 - 1768.

Caruso JF, Coday MA, Monda JK, Ramey ES, Hastings LP, Vingren JL, Potter WT, Kraemer WJ, Wickel EE. Blood lactate and hormonal responses to prototype flywheel ergometer workout. *J Strength Cond Res.* 2010a; 24 (3): 749 - 756.

Caruso JF, Coday MA, Taylor ST, Mason ML, Lutz BM, Ford JL, Kraemer WJ. Prediction of resultant testosterone concentrations from flywheel-based resistive exercise. *Aviat Space Environ Med.* 2010b; 81 (9): 825 - 832.

Caruso JF, Hari P, Leeper AE, Coday MA, Monda JK, Ramey ES, Hastings LP, Golden MR, Davison SW. Impact of acceleration on blood lactate values derived from high-speed resistance exercise. *J Strength Cond Res.* 2009; 23 (7): 2009 - 2014.

Caruso J, Hernandez D, Porter A, Schweikert T, Saito K, Cho M, De Garmo N, Nelson N. Integrated electromyography and performance outcomes to inertial resistance exercise. *J Strength Cond Res.* 2006; 20 (1): 151 - 156.

Caruso JF, Hernandez DA, Saito K, Cho M, Nelson NM. Inclusion of eccentric actions on net caloric cost resulting from isoinertial resistance exercise. *J Strength Cond Res* 2003; 17 (3): 549 - 555.

Chen Z, Wang Z, Lohman T, Heymsfield SB, Outwater E, Nicholas JS, Bassford T, LaCroix A, Sherrill D, Punyanitya M, Wu G, Going S. Dual-energy X-ray absorptiometry is a valid tool for assessing skeletal muscle mass in older women. *J Nutr.* 2007; 137 (12): 2775 - 2780.

Cervinka T, Rittweger J, Hyttinen J, Felsenberg D, Sievänen H. Anatomical sector analysis of load-bearing tibial bone structure during 90-day bed rest and 1-year recovery. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2011; 31 (4): 249 - 257.

Chiu LZF, Salem GJ. Comparison of joint kinetics during free weight and flywheel resistance exercise. *J Strength Cond Res.* 2006; 20 (3): 555 - 562.

Chodzko-Zajko WJ, Proctor DN, Fiatarone MA, Minson CT, Nigg CR, Salem GJ, Skinner JS. Exercise and physical activity for older adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2009; 41 (7): 1510 - 1530.

Colliander EB, Tesch PA. Effects of eccentric and concentric muscle actions in resistance training. *Acta Physiol Scand.* 1990; 140 (1): 31 - 39.

Corbin CB, Welk GJ, Corbin WR, Welk KA. Concepts of physical fitness: active lifestyles for wellness, 14 th ed.: McGraw-Hill, 2008.

Correa CS, Baroni BM, Radaelli R, Lanferdini FJ, Cunha GDS, Reischak-Oliveira Á, Vaz MA, Pinto RS. Effects of strength training and detraining on knee extensor strength, muscle volume and muscle quality in elderly women. *Age*. 2013; 35 (5): 1899 - 1904.

Cruz-Jentoft AJ, Baeyens JP, Bauer JM, Boirie Y, Cederholm T, Landi F, Martin FC, Michel JP, Rolland Y, Schneider SM, Topinková E, Vandewoude M, Zamboni M. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age Ageing*. 2010; 39 (4): 412 - 423.

de Chantemele EB, Blanc S, Pellet N, Duvareille M, Ferretti G, Gauquelin-Koch G, Gharib C, Custaud MA. Does resistance exercise prevent body fluid changes after a 90-day bed rest? *Eur J Appl Physiol*. 2004a; 92 (4-5): 555 - 564.

de Chantemèle EB, Pascaud L, Custaud MA, Capri A, Louisy F, Ferretti G, Gharib C, Arbeille P. Calf venous volume during stand-test after a 90-day bed-rest study with or without exercise countermeasure. *J Physiol*. 2004b; 561 (2): 611 - 622.

Declaración de Helsinki [Internet]. 59ª Asamblea General de la Asociación Médica Mundial 2008 [consultado 8 de noviembre de 2011]; Disponible en: http://www.wma.net/es/30publications/10policias/b3/17c_es.pdf.

Delmonico MJ, Kostek MC, Doldo NA, Hand BD, Bailey JA, Rabon-Stith KM, Conway JM, Carignan CR, Lang J, Hurley, B. F. Effects of moderate-velocity strength training on peak muscle power and movement velocity: do women respond differently than men? *J Appl Physiol*. 2005; 99 (5): 1712 - 1718.

Deschenes MR. Effects of aging on muscle fibre type and size. *Sports Med*. 2004; 34 (12): 809 - 824.

de Souza-Teixeira F, de Paz JA. Eccentric Resistance Training and Muscle Hypertrophy. *J Sport Medic Doping Studie S*. 2012; S1.

de Vos NJ, Singh NA, Ross DA, Stavrinou TM, Orr R, Singh MAF. Optimal load for increasing muscle power during explosive resistance training in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2005; 60 (5): 638 - 647.

Dibble LE, Hale TF, Marcus RL, Droge J, Gerber JP, LaStayo PC. High-intensity resistance training amplifies muscle hypertrophy and functional gains in persons with Parkinson's disease. *Mov Disord*. 2006; 21 (9): 1444 - 1452.

Duchateau J, Baudry S. Insights into the neural control of eccentric contractions. *J Appl Physiol*. 2013; published Ahead of Print February 21.

Dudley GA, Miller BJ, Buchanan P, Tesch PA. Importance of eccentric actions in performance adaptations to resistance training. *Aviat Space Environ Med.* 1991a; 62 (6): 543 - 550.

Dudley GA, Tesch P, Harris R, Golden C, Buchanan P. Influence of eccentric actions on the metabolic cost of resistance exercise. *Aviat Space Environ Med* 1991b; 62 (7): 678 - 682.

Dwyer GB, Davis SE. ACSM's health-related physical fitness assessment manual. 2 nd ed: Lippincott Williams & Wilkins; 2008.

Elmer SJ, Danvind J, Holmberg HC. Development of a novel eccentric arm cycle ergometer for training the upper body. *Med Sci Sports Exerc.* 2013; 45 (1): 206 - 211.

Enoka RM. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol.* 1996; 81(6): 2339 - 2346.

Fang Y, Siemionow V, Sahgal V, Xiong F, Yue GH. Greater movement-related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. *J Neurophysiol.* 2001; 86: 1764 - 1772.

Faulkner JA. Terminology for contractions of muscles during shortening, while isometric, and during lengthening. *J Appl Physiol.* 2003; 95 (2): 455 - 459.

Febbraio MA, Pedersen BK. Contraction-induced myokine production and release: Is skeletal muscle an endocrine organ? *Exerc Sport Sci Rev.* 2005; 33 (3): 114 - 119.

Fernandez-Gonzalo R, Bresciani G, de Souza-Teixeira F, Hernandez-Murua JA, Jimenez-Jimenez R, Gonzalez-Gallego J, de Paz JA. Effects of a 4-week eccentric training program on the repeated bout effect in young active women. *JSSM.* 2011; 10 (4): 692 - 699.

Fernandez-Gonzalo R, Lundberg TR, Alvarez-Alvarez L, de Paz JA. Muscle damage responses and adaptations to eccentric-overload resistance exercise in men and women. *Eur J Appl Physiol.* 2014; 1-10. Published Ahead of Print February 12.

Ferri A, Scaglioni G, Pousson M, Capodaglio P, Van Hoecke J, Narici MV. Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. *Acta Physiol Scand.* 2003; 177 (1): 69 - 78.

Fiatarone MA, Marks EC, Ryan ND, Meredith CN, Lipsitz LA, Evans WJ. High-intensity strength training in nonagenarians. *JAMA.* 1990; 263 (22): 3029 - 3034.

FitzGerald SJ, Barlow CE, Kampert JB, Morrow JR, Jackson AW, Blair SN. Muscular fitness and all-cause mortality: prospective observations. *J Phys Act Health*. 2004; 1 (1): 7 - 18.

Flann KL, LaStayo PC, McClain DA, Hazel M, Lindstedt SL. Muscle damage and muscle remodeling: no pain, no gain? *J Exp Biol*. 2011; 214 (Pt 4): 674 - 679.

Frohm A, Halvorsen K, Thorstensson A. A new device for controlled eccentric overloading in training and rehabilitation. *Eur J Appl Physiol*. 2005; 94 (1): 168 - 174.

Frontera WR, Hughes VA, Fielding RA, Fiatarone MA, Evans WJ, Roubenoff R. Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. *J Appl Physiol*. 2000; 88 (4): 1321 - 1326.

Frontera WR, Meredith CN, O'reilly KP, Knuttgen HG, Evans WJ. Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function. *J Appl Physiol*. 1988; 64 (3): 1038 - 1044.

Gallagher P, Trappe S, Harber M, Creer A, Mazzetti S, Trappe T, Alkner B, Tesch P. Effects of 84-days of bedrest and resistance training on single muscle fibre myosin heavy chain distribution in human vastus lateralis and soleus muscles. *Acta Physiol Scand*. 2005; 185 (1): 61 - 69.

Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee IM, Nieman DC, Swain DP. 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.

García-López, D. El entrenamiento excéntrico. Fundamentos y aplicaciones con población general y deportista En: Jiménez A, coord. Nuevas dimensiones en el entrenamiento de la fuerza: aplicación de nuevos métodos, recursos y tecnologías. INDE Publicaciones, 2008; 75 – 102.

García-López D, Cuevas MJ, Almar M, Lima E, De Paz JA, González-Gallego J. Effects of eccentric exercise on NF- κ B activation in blood mononuclear cells. *Med Sci Sports Exerc*. 2007; 39 (4): 653 – 664.

Garcia PA, Dias J, Dias RC, Santos P, Zampa CC. A study on the relationship between muscle function, functional mobility and level of physical activity in community-dwelling elderly. *Rev Bras Fisioter*. 2011; 15 (1): 15 - 22.

Gearhart RF, Jr., Lagally KM, Riechman SE, Andrews RD, Robertson RJ. Safety of using the adult OMNI Resistance Exercise Scale to determine 1-RM in older men and women. *Percept Mot Skills*. 2011; 113 (2): 671 - 676.

Gerber JP, Marcus RL, Dibble L, Greis, PE, LaStayo, PC. Early application of negative work via eccentric ergometry following anterior cruciate ligament reconstruction: a case report. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006; 36 (5): 298 - 307.

Gillies EM, Putman CT, Bell GJ. The effect of varying the time of concentric and eccentric muscle actions during resistance training on skeletal muscle adaptations in women. *Eur J Appl Physiol.* 2006; 97 (4): 443 - 453.

Gómez-Cabello, A, Ara I, González-Agüero A, Casajus JA. Effects of Training on Bone Mass in Older Adults. *Sports Med.* 2012; 42 (4): 301 - 325.

Gorianovas G, Skurvydas A, Streckis V, Brazaitis M, Kamandulis S, McHugh MP. Repeated bout effect was more expressed in young adult males than in elderly males and boys. *Biomed Res Int.* 2013; 2013: 218970.

Granacher U, Muehlbauer T, Gruber M. A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. *J Aging Res.* 2012; 2012: 708905.

Greenwood J, Morrissey MC, Rutherford OM, Narici MV. Comparison of conventional resistance training and the Flywheel ergometer for training the quadriceps muscle group in patients with unilateral knee injury. *Eur J Appl Physiol.* 2007; 101 (6): 697 – 703.

Guinet P, Schneider SM, Macias BR, Watenpaugh DE, Hughson RL, Le Traon AP, Bansard JY, Hargens AR. WISE-2005: effect of aerobic and resistive exercises on orthostatic tolerance during 60 days bed rest in women. *Eur J Appl Physiol.* 2009; 106 (2): 217 - 227.

Guralnik JM, Ferrucci L, Simonsick EM, Salive ME, Wallace RB. Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *N Engl J Med.* 1995; 332 (9): 556 - 562.

Haff G, Nimphius S. Training Principles for Power. *Strength Cond J.* 2012; 34 (6): 2 - 12.

Häkkinen K, Newton RU, Gordon SE, McCormick M, Volek, JS, Nindl BC, Gotshalk LA, Campbell W, Evans WJ, Hakkinen A, Humphries BJ, Kraemer WJ. Changes in muscle morphology, electromyographic activity, and force production characteristics during progressive strength training in young and older men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1998; 53 (6): B415 - B423.

Häkkinen K, Kraemer WJ, Newton RU, Alen M. Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. *Acta Physiol Scand.* 2001; 171 (1): 51 - 62.

Hansen RD, Raja C, Aslani A, Smith RC, Allen BJ. Determination of skeletal muscle and fat-free mass by nuclear and dual-energy X-ray absorptiometry methods in men and women aged 51–84 y. *Am J Clin Nutr.* 1999; 70 (2): 228 – 233.

Haskell WL, Lee IM, Pate RP, Powell KE, Blair SN, Franklin BA, Macera CA, Heath GW, Thompson PD, Bauman A. Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation.* 2007; 116 (8): 1 – 13.

Hather B, Tesch P, Buchanan P, Dudley G. Influence of eccentric actions on skeletal muscle adaptations to resistance training. *Acta Physiol Scand.* 1991; 143 (2): 177 - 185.

Heyward V. ASEP Methods Recommendation: Body Composition Assessment. *JEPonline.* 2001; 4 (4): 1 -12.

Hill, AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc Lond B.* 1938; 126 (843): 136 – 195.

Hollander DB, Kraemer RR, Kilpatrick MW, Ramadan ZG, Reeves GV, Francois M, Hebert EP, Tryniecki JL. Maximal eccentric and concentric strength discrepancies between young men and women for dynamic resistance exercise. *J Strength Cond Res.* 2007; 21 (1): 34 - 40.

Hortobágyi T, DeVita P. Favorable neuromuscular and cardiovascular responses to 7 days of exercise with an eccentric overload in elderly women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2000; 55 (8): B401 - B410.

Hortobágyi T, DeVita P, LaStayo P, Letter to the Editor. *J Biomech.* 2009; 42 (7): 956.

Hortobágyi T, Devita P, Money J, Barrier J. Effects of standard and eccentric overload strength training in young women. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33 (7): 1206 – 1212.

Hortobágyii T, Hill JP, Houmard JA, Fraser DD, Lambert NJ, Israel RG. Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *J Appl Physiol.* 1996; 80 (3): 765 - 772.

Hortobágyii T, Lambert NJ, Hill JP. Greater cross education following training with muscle lengthening than shortening. *Med Sci Sports Exerc.* 1997; 29, 107 - 112.

Hortobágyi T. The Positives of negatives: clinical implications of eccentric resistance exercise in old adults (Guest Editorial). *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2003; 58A (5): 417 – 418.

Hueser D, Wolff C, Berg HE, Tesch PA, Cork M. The flywheel exercise device (FWED): A countermeasure against bone loss and muscle atrophy. *Acta Astronaut.* 2008; 62 (2): 232 - 239.

Hunter GR, McCarthy JP, Bamman MM. Effects of resistance training on older adults. *Sports Med.* 2004; 34 (5): 329 - 348.

Huxley HE. Fifty years of muscle and the sliding filament hypothesis. *Eur J Biochem.* 2004; 271 (8): 1403 - 1415.

Ivey FM, Tracy BL, Lemmer JT, NessAiver M, Metter EJ, Fozard JL, Hurley BF. Effects of strength training and detraining on muscle quality age and gender comparisons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2000; 55 (3): B152 - B157.

Janssen I, Heymsfield SB, Ross R. Low relative skeletal muscle mass (sarcopenia) in older persons is associated with functional impairment and physical disability. *JAGS.* 2002; 50 (5): 889 - 896.

Janssen I, Heymsfield SB, Wang Z, Ross R. Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr. *J Appl Physiol.* 2000; 89 (1): 81 - 88.

Jiménez-Jiménez R, Cuevas MJ, Almar M, Lima E, García-López D, De Paz JA, González-Gallego J. Eccentric training impairs NF-kappaB activation and over-expression of inflammation-related genes induced by acute eccentric exercise in the elderly. *Mech Ageing Dev.* 2008; 129 (6): 313 - 321.

Kamandulis S, Skurvydas A, Brazaitis M, Škikas L, Duchateau J. The repeated bout effect of eccentric exercise is not associated with changes in voluntary activation. *Eur J Appl Physiol.* 2010; 108 (6): 1065 - 1074.

Kraemer WJ, Adams K, Cafarelli E, Dudley GA, Dooly C, Feigenbaum MS et al.. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2002; 34 (2): 364 - 380.

Kraemer WJ, Häkkinen K, Newton RU, McCormick M, Nindl BC, Volek JS, Gotshalk LA, Fleck SJ, Campbell W, Gordon SE, Farrell PA, Evans WJ. Acute hormonal responses to heavy resistance exercise in younger and older men. *Eur J Appl Physiol.* 1998; 77 (3): 206 - 211.

Kraemer WJ, Häkkinen K, Newton RU, Nindl BC, Volek JS, McCormick M, Gotshalk LA, Gordon SE, Fleck SJ, Campbell W, Putukian M, Evans WJ. Effects of heavy-resistance training on hormonal response patterns in younger vs. older men. *J Appl Physiol.* 1999; 87(3): 982 - 992.

Kraemer WJ, Ratamess NA, French DN. Resistance training for health and performance. *Curr Sports Med Rep.* 2002; 1 (3): 165 - 171.

Kraemer WJ, Ratamess NA. Fundamentals of Resistance Training: Progression and Exercise Prescription. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36 (4): 674 – 688.

Kraemer WJ, Vingren JL. Muscle Anatomy. In: Brown LE, editor. *Strength Training*. Champaign: Human Kinetics, 2007; 3 – 28.

Knuttgen HG, Komi PV. Basic considerations for exercise. In: Komi PV, editor. *Strength and power in sport*. Oxford: Blackwell scientific publications, 2003; 3 - 7.

Knuttgen HG, Kraemer WJ. Terminology and measurement in exercise performance. *J Strength Cond Res.* 1987; 1 (1): 1 - 10.

LaStayo PC, Ewy GA, Pierotti D, Johns RK, Lindstedt S. The positive effects of negative work: increased muscle strength and decreased fall risk in a frail elderly population. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2003; 58 (5): M419 - M424.

LaStayo PC, Larsen S, Smith S, Dibble L, Marcus R. The feasibility and efficacy of eccentric exercise with older cancer survivors: a preliminary study. *J Geriatr Phys Ther.* 2010; 33 (3): 135 – 140.

LaStayo PC, McDonagh P, Lipovic D, Napoles P, Bartholomew A, Esser K, Lindstedt S. Elderly Patients and High Force Resistance Exercise-A Descriptive Report: Can an Anabolic, Muscle Growth Response Occur Without Muscle Damage or Inflammation?. *J Geriatr Phys Ther.* 2007; 30 (3): 128 - 134.

LaStayo PC, Pierotti DJ, Pifer J, Hoppeler H, Lindstedt SL. Eccentric ergometry: increases in locomotor muscle size and strength at low training intensities. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol.* 2000; 278 (5): R1282 – R1288.

Lastayo PC, Reich TE, Urquhart M, Hoppeler H, Lindstedt SL. Chronic eccentric exercise: improvements in muscle strength can occur with little demand for oxygen. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol.* 1999; 276 (2): R611 - R615.

Latham NK, Bennett DA, Stretton CM, Anderson CS. Systematic review of progressive resistance strength training in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2004; 59 (1): M48 - M61.

Leszczak TJ, Olson JM, Stafford J, Di Brezzo R. Early adaptations to eccentric and high-velocity training on strength and functional performance in community-dwelling older adults. *J Strength Cond Res.* 2013; 27 (2): 442 - 448.

Lindstedt SL, LaStayo PC, Reich TE. When active muscles lengthen: properties and consequences of eccentric contractions. *News Physiol Sci.* 2001; 16 (6): 256 - 261.

Liu CJ, Latham N. Can progressive resistance strength training reduce physical disability in older adults? A meta-analysis study. *Disabil Rehabil.* 2011; 33 (2): 87 - 97.

Loehr JA, Lee SM, English KL, Sibonga J, Smith SM, Spiering, B. A, Hagan RD. Musculoskeletal adaptations to training with the advanced resistive exercise device. *Med Sci Sports Exerc.* 2011; 43 (1): 146 - 156.

Lundberg TR, Fernandez-Gonzalo R, Gustafsson T, Tesch PA. Aerobic exercise alters skeletal muscle molecular responses to resistance exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2012; 44 (9): 1680 - 1688.

Macaluso A, De Vito G. Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. *Eur J Appl Physiol.* 2004; 91 (4): 450 - 472.

Mandalidis D, O'Brien M. Relationship between hand-grip isometric strength and isokinetic moment data of the shoulder stabilisers. *J Bodyw Mov Ther.* 2010; 14 (1): 19 - 26.

Marcus RL, LaStayo PC, Dibble LE, Hill L, McClain DA. Increased strength and physical performance with eccentric training in women with impaired glucose tolerance: a pilot study. *J Womens Health.* 2009; 18 (2): 253 - 260.

Marcus RL, Smith S, Morrell G, Addison O, Dibble LE, Wahoff-Stice D, LaStayo PC. Comparison of combined aerobic and high-force eccentric resistance exercise with aerobic exercise only for people with type 2 diabetes mellitus. *Phys Ther.* 2008; 88 (11): 1345 -1354.

Marques MC, Izquierdo M, Pereira A. High-speed resistance training in elderly people: a new approach toward counteracting age-related functional capacity loss. *Strength Cond J.* 2013; 35 (2): 23 - 29.

Martel GF, Roth SM, Ivey FM, Lemmer JT, Tracy BL, Hurlbut DE, Metter EJ, Hurley BF, Rogers MA. Age and sex affect human muscle fibre adaptations to heavy resistance strength training. *Exp Physiol.* 2006; 91 (2): 457 - 464.

Marzetti E, Hwang JC, Lees HA, Wohlgemuth SE, Dupont-Versteegden E, Carter CS, Bernabei R, Leeuwenburgh C. Mitochondrial death effectors: relevance to sarcopenia and disuse muscle atrophy. *Biochim Biophys Acta.* 2010; 1800 (3): 235 - 244.

Mathiowet V, Kashman N, Volland G, Weber K, Dowe M, Rogers S. Grip and pinch strength: normative data for adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 1985; 66 (2): 69 - 74.

Mayson DJ, Kiely DK, LaRose SI, Bean JF. Leg strength or velocity of movement: which is more influential on the balance of mobility limited elders? *Am J Phys Med Rehabil.* 2008; 87 (12): 969 - 976.

Mazzeo RS, Cavanagh P, Evans WJ. Exercise and physical activity for older adults. Position stand for the American College of Sports Medicine. *Med Sci Sports Exerc.* 1998; 30 (6): 992 - 1008.

McHugh MP. Recent advances in the understanding of the repeated bout effect: the protective effect against muscle damage from a single bout of eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports*. 2003; 13 (2): 88 - 97.

Meyer K, Steiner R, Lastayo P, Lippuner K, Allemann Y, Eberli F, Schmid J, Saner H, Hoppeler H. Eccentric exercise in coronary patients: central hemodynamic and metabolic responses. *Med Sci Sports Exerc*. 2003; 35 (7): 1076 – 1082.

Meylan C, Cronin J, Nosaka K. Isoinertial assessment of eccentric muscular strength. *Strength Cond J*. 2008; 30 (2): 56 - 64.

Milner-Brown HS, Stein RB, Yemm R. The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *J Physiol*. 1973; 230 (2): 359 – 370.

Moreland JD, Richardson JA, Goldsmith CH, Clase CM. Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta-analysis. *J Am Geriatr Soc*. 2004; 52 (7): 1121 - 1129.

Mueller M, Breil FA, Vogt M, Steiner R, Lippuner K, Popp A, Klossner S, Hoppeler H, Däpp C. Different response to eccentric and concentric training in older men and women. *Eur J Appl Physiol*. 2009; 107 (2): 145 – 153.

Murray DP, Bera SG, Brown LE, Findley BW. Strength Assessment. In: Brown LE, editor. *Strength Training*. Champaign: Human Kinetics, 2007; 97 – 112.

Naczki M, Naczki A, Brzenczek-Owczarzak W, Arlet J, Adach Z. Impact of inertial training on strength and power performance in young active men. *J Strength Cond Res*. 2013; published Ahead of Print September 3.

Nardone A, Romano C, Schieppati M. Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *J Physiol Lond*. 1989; 409 (1): 451 – 471.

Nelson ME, Rejeski WJ, Blair SN, Duncan PW, Judge JO, King AC et al.. Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Med Sci Sports Exerc*. 2007; 39 (8): 1095 - 1105.

Norman K, Stobäus N, Gonzalez MC, Schulzke JD, Pirlich M. Hand grip strength: outcome predictor and marker of nutritional status. *Clin Nutr*. 2011; 30 (2): 135 - 142.

Norrbrand L, Fluckey JD, Pozzo M, Tesch PA. Resistance training using eccentric overload induces early adaptations in skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol*. 2008; 102 (3): 271 - 281.

Norrbrand L, Pozzo M, Tesch PA. Flywheel resistance training calls for greater eccentric muscle activation than weight training. *Eur J Appl Physiol.* 2010; 110 (5): 997 - 1005.

Norrbrand L, Tous-Fajardo J, Vargas R, Tesch PA. Quadriceps muscle use in the flywheel and barbell squat. *Aviat Space Environ Med.* 2011; 82 (1): 13 - 19.

Onambélé GL, Maganaris CN, Mian OS, Tam E, Rejc E, McEwan IM et al. Neuromuscular and balance responses to flywheel inertial versus weight training in older persons. *J Biomech.* 2008; 41 (15): 3133 - 3138.

Onambélé GL, Maganaris CN, Mian OS, Tam E, Rejc E, McEwan IM, Narici MV. Response to the letter of Tibor Hortobágyi and colleagues. *J Biomech.* 2009; 42 (7): 957.

Orr R, de Vos NJ, Singh NA, Ross DA, Stavrinou TM, Fiatarone-Singh MA. Power training improves balance in healthy older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2006; 61 (1): 78 - 85.

Ostchega Y, Dillon CF, Lindle R, Carroll M, Hurley BF. Isokinetic leg muscle strength in older Americans and its relationship to a standardized walk test: data from the national health and nutrition examination survey 1999–2000. 2004; *J Am Geriatr Soc.* 52 (6): 977 - 982.

Paffenbarger RS, Blair SN, Lee IM. A history of physical activity, cardiovascular health and longevity: the scientific contributions of Jeremy N Morris, DSc, DPH, FRCP. *Int J Epidemiol.* 2001; 30 (5): 1184 - 1192.

Paschalis V, Nikolaidis MG, Theodorou A, Panayiotou G, Fatouros I. G, Koutedakis Y, Jamurtas AZ. A weekly bout of eccentric exercise is sufficient to induce health-promoting effects. *Med Sci Sports Exerc.* 2011; 43 (1): 64 - 73.

Paschalis V, Theodorou A, Panayiotou G, Kyparos A, Patikas D, Grivas GV, Nikolaidis MG, Vrabas IS. Stair descending exercise using a novel automatic escalator: effects on muscle performance and health-related parameters. *PLoS ONE.* 2013; 8 (2): e56218.

Pate RR, Pratt M, Blair SN, Haskell WL, Macera CA, Bouchard C, Buchner D, Ettinger W, Heath GW, King AC et al.. Physical activity and public health. A recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and the American College of Sports Medicine. *JAMA.* 1995; 273 (5): 402- 407.

Paulsen GK, Cramer R, Benestad HB, Fjeld JG, Morkrid L, Hallen J, Raastad T. Time course of leukocyte accumulation in human muscle after eccentric exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2010; 42 (1): 75 - 85.

Pedersen BK, Bruunsgaard H, Ostrowski K, Krabbe K, Hansen H, Krzywkowski K, Toft A, Søndergaard SR, Petersen EW, Ibfelt T, Schjerling P. Cytokines in aging and exercise. *Int J Sports Med.* 2000; 21 (Sup.1): S4 – S9.

Pedersen BK, Febbraio MA. Muscle as an endocrine organ: focus on muscle-derived interleukin-6. *Physiol Rev.* 2008; 88 (4):1379 – 406.

Pedersen BK. Muscles and their myokines. *J Exp Biol.* 2011; 214 (2): 337 -346.

Pedrero-Chamizo R, Gomez-Cabello A, Delgado S, Rodríguez-Llarena S, Rodríguez-Marroyo JA, Cabanillas E, Meléndez A, Vicente-Rodríguez G, Aznar S, Villa G, Espino L, Gusi N, Casajus J.A, Ara I, González-Gross, M. Physical fitness levels among independent non-institutionalized Spanish elderly: The elderly EXERNET multi-center study. *Arch Gerontol Geriatr.* 2012; 55 (2): 406 - 416.

Petersen AM, Pedersen BK. The anti-inflammatory effect of exercise. *J Appl Physiol.* 2005; 98 (4): 1154 – 1162.

Peterson MD, Rhea MR, Sen A, Gordon PM. Resistance exercise for muscular strength in older adults: a meta-analysis. *Ageing Res Rev.* 2010; 9 (3): 226 - 237.

Peterson MD, Sen A, Gordon PM. Influence of resistance exercise on lean body mass in aging adults: a meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc.* 2011; 43 (2): 249 – 258.

Pijnappels M, van der Burg JCE, Reeves ND, van Dieën JH. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. *Eur J Appl Physiol.* 2008; 102 (5): 585 - 592.

Pinto RS, Correa CS, Radaelli R, Cadore EL, Brown LE, Bottaro M. Short-term strength training improves muscle quality and functional capacity of elderly women. *Age.* 2014; 36 (1): 365 - 372.

Polidoulis I, Beyene J, Cheung AM. The effect of exercise on pQCT parameters of bone structure and strength in postmenopausal women—a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Osteoporos Int.* 2012; 23 (1): 39 - 51.

Pollock ML, Gaesser GA, Butcher JD, Després JP, Dishman RK, Franklin BA, Garber CE. ACSM position stand: the recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults. *Med Sci Sports Exerc.* 1998; 30 (6): 975 - 991.

Radaelli R, Botton CE, Wilhelm EN, Bottaro M, Lacerda F, Gaya A, Moraes K, Peruzzolo A, Brown LE, Pinto RS. Low-and high-volume strength training induces similar neuromuscular improvements in muscle quality in elderly women. *Exp Gerontol.* 2013; 48 (8): 710 – 716.

Raj IS, Bird SR, Shield AJ. Aging and the force–velocity relationship of muscles. *Exp Gerontol.* 2010; 45 (2): 81 - 90.

Raj IS, Bird SR, Westfold BA, Shield AJ. Effects of eccentrically biased versus conventional weight training in older adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2012; 44 (6): 1167 – 1176.

Ratamess NA. ACSM's foundations of strength training and conditioning. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2012.

Ratamess NA, Alvar BA, Evetoch TE, Housh TJ, Ben Kibler W, Kraemer WJ, Triplett NT. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2009; 41 (3): 687 - 708.

Reeves ND, Maganaris CN, Longo S, Narici MV. Differential adaptations to eccentric versus conventional resistance training in older humans. *Exp Physiol.* 2009; 94 (7): 825 – 833.

Reid KF, Fielding RA. Skeletal muscle power: a critical determinant of physical functioning in older adults. *Exerc Sport Sci Rev.* 2012; 40 (1): 4 - 12.

Rhea MR, Alvar BA, Burkett LN, Ball SD. A Meta-Analysis to determine the dose response for strength development. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 35 (3): 456 – 464.

Rikli RE, Jones CJ. Development and validation of criterion-referenced clinically relevant fitness standards for maintaining physical independence in later years. *Gerontologist.* 2013; 53 (2): 255 - 267.

Rikli RE, Jones CJ. Senior Fitness Test Manual. Champaign: Human Kinetics; 2001.

Rittweger J, Felsenberg D, Maganaris C, Ferretti JL. Vertical jump performance after 90 days bed rest with and without flywheel resistive exercise, including a 180 days follow-up. *Eur J Appl Physiol.* 2007; 100 (4): 427 – 436.

Rittweger J, Frost HM, Schiessl H, Ohshima H, Alkner B, Tesch P, Felsenberg D. Muscle atrophy and bone loss after 90 days' bed rest and the effects of flywheel resistive exercise and pamidronate: results from the LTBR study. *Bone.* 2005; 36 (6): 1019 - 1029.

Roig M, MacIntyre DL, Eng J, Narici MV, Maganaris CN, Reid, D. Preservation of eccentric strength in older adults: Evidence, mechanisms and implications for training and rehabilitation. *Exp Gerontol.* 2010; 45 (6): 400 – 409

Roig M, O'Brien K, Kirk G, Murray R, McKinnon P, Shadgan B, Reid WD. The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2009; 43 (8): 556 – 568.

Roig M, Ranson C. Eccentric muscle actions: implications for injury prevention and rehabilitation. *Phys Ther Sport.* 2007; 8 (2): 88 - 97.

Roig M, Shadgan B, Reid WD. Eccentric exercise in patients with chronic health conditions: a systematic review. *Physiother Can.* 2008; 60 (2):146 - 160.

Romero-Rodriguez D, Gual G, Tesch P. Efficacy of an inertial resistance training paradigm in the treatment of patellar tendinopathy in athletes: A case-series study. *Phys Ther Sport.* 2011;12 (1): 43 - 48.

Rosenberg IH. Sarcopenia: origins and clinical relevance. *J Nutr.* 1997:127 (5): 990S - 991S.

Rosenberg IH: Summary comments. *Am J Clin Nutr.* 1989; 50 (5): 1231 - 1233.

Sayers SP, Gibson KA. Comparison of high-speed power training and traditional slow-speed resistance training in older men and women. *J Strength Cond Res.* 2010; 24 (12): 3369 – 3380.

Sayers SP. High velocity power training in older adults. *Curr Aging Sci.* 2008; 1 (1): 62 - 67.

Schilling BK, Pfeiffer RF, LeDoux MS, Karlage RE, Bloomer RJ, Falvo MJ. Effects of moderate-volume, high-load lower-body resistance training on strength and function in persons with Parkinson's disease: a pilot study. *Parkinson's disease.* 2010; Article ID 824734, 1 – 6.

Schlicht J, Camaione DN, Owen SV. Effect of intense strength training on standing balance, walking speed, and sit-to-stand performance in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2001; 56 (5): M281 - M286.

Schlüssel MM, dos Anjos LA, de Vasconcellos ML, Kac G. Reference values of handgrip dynamometry of healthy adults: a population-based study. *Clin Nutr.* 2008; 27 (4): 601 - 607.

Schneider SM, Lee SM, Macias BR, Watenpaugh DE, Hargens AR. WISE-2005: Exercise and nutrition countermeasures for upright VO₂pk during bed rest. *Med Sci Sports Exerc.* 2009; 41 (12): 2165 - 2176.

Seynnes OR, de Boer M, Narici MV. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *J Appl Physiol.* 2007; 102 (1): 368 – 373.

Skelton DA, Greig CA, Davies JM, Young A. Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65–89 years. *Age ageing.* 1994; 23 (5): 371 - 377.

Skelton DA, Young A, Greig CA, Malbut KE. Effects of resistance training on strength, power, and selected functional abilities of women aged 75 and older. *J Am Geriatr Soc.* 1995; 43 (10): 1081 - 1087.

Steib S, Schoene D, Pfeifer K. Dose-response relationship of resistance training in older adults: a meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc.* 2010; 42: (5): 902 - 914.

Steiner R, Meyer K, Lippuner K, Schmid JP, Saner H, Hoppeler H. Eccentric endurance training in subjects with coronary artery disease: a novel exercise paradigm in cardiac rehabilitation? *Eur J Appl Physiol.* 2004; 91 (5-6): 572 - 578.

Symons TB, Vandervoort AA, Rice CL, Overend TJ, Marsh GD. Effects of maximal isometric and isokinetic resistance training on strength and functional mobility in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2005; 60 (6): 777 - 781.

Szulc P, Duboeuf F, Marchand F, Delmas PD. Hormonal and lifestyle determinants of appendicular skeletal muscle mass in men: the MINOS study. *Am J Clin Nutr.* 2004; 80 (2): 496 - 503.

Takahashi ACM, Melo RC, Quitério RJ, Silva E, Catai AM. The effect of eccentric strength training on heart rate and on its variability during isometric exercise in healthy older men. *Eur J Appl Physiol.* 2009; 105 (2): 315 - 323.

Tesch P, Ekberg A, Lindquist D, Trieschmann J. Muscle hypertrophy following 5-week resistance training using a non-gravity-dependent exercise system. *Acta Physiol Scand.* 2004a; 180 (1): 89 - 98.

Tesch PA, Trieschmann JT, Ekberg A. Hypertrophy of chronically unloaded muscle subjected to resistance exercise. *J Appl Physiol.* 2004b; 96 (4): 1451 - 1458.

Tous-Fajardo J, Maldonado RA, Quintana JM, Pozzo M, Tesch PA. The flywheel leg-curl machine: offering eccentric overload for hamstring development. *Int J Sports Physiol Perform.* 2006; 1 (3): 293 - 298.

Tracy BL, Ivey FM, Hurlbut D, Martel GF, Lemmer JT, Siegel EL, Metter EJ, Fozard JL, Fleg JL, Hurley BF. Muscle quality. II. Effects of strength training in 65- to 75-yr-old men and women. *J Appl Physiol.* 1999; 86 (1): 195 - 201.

Trappe S, Trappe T, Galagher P, Harber M, Alkner B, Tesch,PA. Human single muscle fibre function with 84 day bed-ret and resistance exercise. *J Physiol.* 2004; 557 (Pt2): 501 - 513.

Trappe T. Influence of aging and long-term unloading on the structure and function of human skeletal muscle. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2009; 34 (3): 459 - 464.

Tschopp M, Sattelmayer MK, Hilfiker R. Is power training or conventional resistance training better for function in elderly persons? A meta-analysis. *Age Ageing.* 2011; 40 (5): 549 - 556.

Vermeulen J, Neyens JC, van Rossum E, Spreeuwenberg MD, de Witte LP. Predicting ADL disability in community-dwelling elderly people using physical frailty indicators: a systematic review. *BMC geriatrics*. 2011. 11 (1): 33.

Visnes H, Bahr R. The evolution of eccentric training as treatment for patellar tendinopathy (jumper's knee): a critical review of exercise programmes. *Br J Sports Med*. 2007; 41 (4): 217 – 223.

Visser M, Fuerst T, Lang T, Salamone L, Harris TB, Body Composition Working Group. Validity of fan-beam dual-energy X-ray absorptiometry for measuring fat-free mass and leg muscle mass. *J Appl Physiol*. 1999; 87 (4): 1513 –1520.

Warburton DE, Gledhill N, Jamnik VK, Bredin SS, McKenzie DC, Stone J, Shephard R J. Evidence-based risk assessment and recommendations for physical activity clearance: Consensus Document 2011. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2011; 36 (S1): S266 – S298.

Wasielowski NJ, Kotsko KM. Does eccentric exercise reduce pain and improve strength in physically active adults with symptomatic lower extremity tendinosis? A systematic review. *J Athl Train*. 2007; 42 (3): 409 – 421.

Westing SH, Cresswell AG, Thorstensson A. Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *Eur J Appl Physiol*. 1991; 62 (2): 104 - 108.