



**Programa de Doctorado en Biomedicina**

Departamento de Educación Física y Deportiva  
Facultad de Ciencias del Deporte  
Universidad de Granada

**Efectos de diferentes tipos de contracción sobre el índice de  
calidad muscular y capacidad funcional en adultos mayores y  
jóvenes**

**Daniel Alejandro Jerez Mayorga**

**2019**

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales  
Autor: Daniel Jeréz Mayorga  
ISBN: 978-84-1306-345-4  
URI: <http://hdl.handle.net/10481/57508>



# Dedicatoria



*A mis padres Alfonso y Alicia por todo su amor, compañía y entrega constante,  
por formarme como persona y por incentivar me a avanzar en la vida.*

*A mis hermanos Felipe y Alfonso por todo su cariño y apoyo.*

*A Martin, la nueva luz de nuestra familia, por su energía.*

*A mi Lulita que desde algún lugar guía mis pasos y decisiones.*



# Agradecimientos



## Agradecimientos

- A Luis Javier Chiroso “Luja” nuestro líder, profesor, director y amigo, gracias por tu apoyo, por tu sencillez y humildad, por ser mi guía y por todos tus consejos que me han hecho crecer como profesional y persona, por motivarme a dar siempre más en mi día a día, por hacerme sentir como en casa todo este tiempo, ¡¡solo te puedo dar las gracias!!
- A Darío y Ángela, mis compañeros en esta aventura, por su amistad y entrega desinteresada, por ser unas tremendas personas con las que se que puedo contar siempre.
- A toda la Familia Chiroso-Puga y Chiroso-Ríos, por todos los buenos momentos vividos juntos, especialmente a María por su amabilidad, cariño y disposición. A Ignacio Chiroso por abrirme las puertas del mundo de la tecnología aplicada al deporte .... ¡Persiste y veras como triunfas!
- A toda mi familia, a mis abuelos, amigos, primos, tíos, por que siempre he sentido su apoyo desde la distancia.
- A la Universidad Andrés Bello, especialmente a la Facultad de Ciencias de la Rehabilitación por permitirme estar aquí cumpliendo este objetivo y poder desarrollar mis investigaciones.
- A la Universidad de Granada, por aceptarme en el programa de Doctorado, especialmente a todos los miembros del grupo IDAFISAD CTS 642 y a la Red Pleokinetic.



# Índice



# Índice de Contenidos

<b>1</b>	<b>ÍNDICE DE TABLAS</b>	<b>20</b>
<b>2</b>	<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b>	<b>25</b>
<b>3</b>	<b>LISTADO DE ABREVIATURAS</b>	<b>29</b>
<b>4</b>	<b>RESUMEN</b>	<b>34</b>
<b>5</b>	<b>ABSTRACT OF THE THESIS</b>	<b>39</b>
<b>6</b>	<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>44</b>
<b>7</b>	<b>MARCO CONCEPTUAL</b>	<b>51</b>
<b>7.1</b>	<b>FUERZA MUSCULAR</b>	<b>51</b>
<b>7.2</b>	<b>TIPOS DE CONTRACCIÓN MUSCULAR:</b>	<b>51</b>
<b>7.3</b>	<b>LA FUERZA MUSCULAR COMO INDICADOR DE SALUD</b>	<b>54</b>
<b>7.4</b>	<b>EFFECTOS DE LOS DIFERENTES TIPOS CONTRACCIÓN MUSCULAR.</b>	<b>57</b>
7.4.1	EFFECTOS DE LA CONTRACCIÓN ISOMÉTRICA.	57
7.4.2	EFFECTOS DE LA CONTRACCIÓN CONCENTRICA Y EXCÉNTRICA.	58
<b>7.5</b>	<b>EVALUACIÓN CLÍNICA DE LA FUERZA MUSCULAR Y SUS MANIFESTACIONES.</b>	<b>63</b>
7.5.1	DINAMOMETRÍA ISOCINÉTICA.	63
7.5.2	PARÁMETROS ISOCINÉTICOS	64
<b>7.6</b>	<b>DINAMOMETRÍA ELECTROMECAÁNICA FUNCIONAL:</b>	<b>67</b>
<b>7.7</b>	<b>CLASIFICACIÓN DE LOS DISPOSITIVOS ISOCINÉTICOS MULTI-ARTICULARES.</b>	<b>68</b>
<b>7.8</b>	<b>HAND HELD DINAMOMETRÍA</b>	<b>69</b>
<b>7.9</b>	<b>HAND-GRIP DINAMOMETRÍA</b>	<b>70</b>
<b>7.10</b>	<b>EVALUACIÓN MUSCULAR MANUAL</b>	<b>71</b>
<b>7.11</b>	<b>CALIDAD MUSCULAR</b>	<b>73</b>
<b>7.12</b>	<b>CAMBIOS MUSCULOESQUELÉTICOS ASOCIADOS CON LA EDAD</b>	<b>74</b>
<b>7.13</b>	<b>ÍNDICES QUE EVALÚAN LA CALIDAD MUSCULAR.</b>	<b>75</b>
7.13.1	FUERZA RELATIVA	75
7.13.2	ÍNDICE DE CALIDAD MUSCULAR	75
7.13.3	DIMENSIONES DE LA CALIDAD MUSCULAR	77
<b>7.14</b>	<b>MÉTODOS DE EVALUACIÓN DE LA CALIDAD MUSCULAR</b>	<b>80</b>
<b>7.15</b>	<b>EFFECTOS DEL ENTRENAMIENTO DE LA FUERZA EN LA CALIDAD MUSCULAR.</b>	<b>83</b>
<b>7.16</b>	<b>SIT-TO-STAND TEST INDICADOR DE CAPACIDAD FUNCIONAL</b>	<b>84</b>
<b>8</b>	<b>APROXIMACIÓN AL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN</b>	<b>89</b>
<b>9</b>	<b>OBJETIVO GENERAL</b>	<b>94</b>
<b>9.1</b>	<b>ESTUDIO I: FIABILIDAD DEL SIT-TO-STAND TEST UTILIZANDO UN DEMF Y SU RELACIÓN CON EL MQI.</b>	<b>94</b>
9.1.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS:	94
<b>9.2</b>	<b>ESTUDIO II: COMPORTAMIENTO DE LA CONTRACCIÓN CONCÉNTRICA Y EXCÉNTRICA DURANTE EL STS EN ADULTOS JÓVENES Y SU RELACIÓN CON MQI, CF Y MME.</b>	<b>95</b>
9.2.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS:	95

<b>9.3</b>	<b>ESTUDIO III: COMPORTAMIENTO DEL MQI Y FUERZA ISOMÉTRICA EN MUJERES JÓVENES Y ADULTAS MAYORES.</b>	<b>95</b>
9.3.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS:	95
<b>9.4</b>	<b>ESTUDIO IV: MQI Y FUERZA ISOMÉTRICA EN ADULTOS MAYORES CON OA DE CADERA.</b>	<b>96</b>
9.4.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS:	96
<b>10</b>	<b>HIPÓTESIS</b>	<b>98</b>
<b>10.1</b>	<b>ESTUDIO I: FIABILIDAD DEL SIT-TO-STAND TEST (STS) UTILIZANDO UN DINAMÓMETRO ELECTROMECAÁNICO FUNCIONAL Y SU RELACIÓN CON EL ÍNDICE DE CALIDAD MUSCULAR.</b>	<b>100</b>
<b>10.2</b>	<b>ESTUDIO II: COMPORTAMIENTO DE LA CONTRACCIÓN CONCÉNTRICA Y EXCÉNTRICA DURANTE EL STS EN ADULTOS JÓVENES Y SU RELACIÓN CON EL ÍNDICE DE CALIDAD MUSCULAR, CAPACIDAD FUNCIONAL Y MASA MUSCULAR ESQUELÉTICA.</b>	<b>100</b>
<b>10.3</b>	<b>ESTUDIO III: COMPORTAMIENTO DEL ÍNDICE DE CALIDAD MUSCULAR Y FUERZA ISOMÉTRICA EN MUJERES JÓVENES Y ADULTAS MAYORES.</b>	<b>101</b>
<b>10.4</b>	<b>ESTUDIO IV: ÍNDICE DE CALIDAD MUSCULAR Y FUERZA ISOMÉTRICA EN ADULTOS MAYORES CON OSTEOARTRITIS DE CADERA.</b>	<b>101</b>
<b>11</b>	<b>METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN</b>	<b>103</b>
<b>11.1</b>	<b>DISEÑO DE INVESTIGACIÓN</b>	<b>105</b>
11.1.1	PARTICIPANTES	106
<b>11.2</b>	<b>MATERIAL Y MÉTODOS</b>	<b>108</b>
11.2.1	PROCEDIMIENTOS	108
11.2.2	ESTUDIO I Y II	108
11.2.3	ESTUDIO III Y IV	111
<b>11.3</b>	<b>VARIABLES DE INVESTIGACIÓN</b>	<b>116</b>
<b>11.4</b>	<b>ANÁLISIS ESTADÍSTICO</b>	<b>117</b>
11.4.1	ESTUDIO I Y II	117
11.4.2	ESTUDIO III	118
11.4.3	ESTUDIO IV	118
<b>12</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>121</b>
<b>12.1</b>	<b>FIABILIDAD DEL SIT-TO-STAND TEST UTILIZANDO UN DEMF Y SU RELACIÓN CON EL MQI.</b>	<b>123</b>
<b>12.2</b>	<b>COMPORTAMIENTO DE LA CONTRACCIÓN CONCÉNTRICA Y EXCÉNTRICA DURANTE EL STS EN ADULTOS JÓVENES Y SU RELACIÓN CON EL MQI, CF Y MME.</b>	<b>132</b>
<b>12.3</b>	<b>COMPORTAMIENTO DEL MQI Y FUERZA ISOMÉTRICA EN MUJERES JÓVENES Y ADULTAS MAYORES.</b>	<b>154</b>
<b>12.4</b>	<b>MQI Y FUERZA ISOMÉTRICA EN ADULTOS MAYORES CON OA DE CADERA.</b>	<b>159</b>
<b>13</b>	<b>DISCUSIÓN</b>	<b>163</b>
<b>14</b>	<b>CONCLUSIONES</b>	<b>178</b>
<b>15</b>	<b>LIMITACIONES</b>	<b>183</b>
<b>16</b>	<b>FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN</b>	<b>187</b>
<b>17</b>	<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>191</b>
<b>18</b>	<b>ANEXOS</b>	<b>221</b>



# Índice de tablas



# 1 Índice de tablas

TABLA 1. CLASIFICACIÓN DE EJERCICIOS Y TIPOS DE ACCIÓN MUSCULAR.	52
TABLA 2. ADAPTACIÓN DE RECOMENDACIONES GENERALES DE LA NSCA PARA EL ENTRENAMIENTO DE FUERZA PARA ADULTOS MAYORES SALUDABLES.	54
TABLA 3. ADAPTACIÓN DE LAS RECOMENDACIONES DE LA ACSM PARA LA PLANIFICACIÓN DEL ENTRENAMIENTO DE LA FUERZA EN POBLACIÓN GENERAL.	55
TABLA 4. EFECTOS DEL ENTRENAMIENTO EXCÉNTRICO EN LA HIPERTROFIA, FUERZA Y POTENCIA MUSCULAR	62
TABLA 5. GRADUACIÓN PARA LA ESTIMACIÓN DE LA FUERZA MUSCULAR MANUAL	71
TABLA 6. CAMBIOS MUSCULOESQUELÉTICOS CON EL ENVEJECIMIENTO	74
TABLA 7. METODOS DE EVALUACIÓN DE LA CALIDAD MUSCULAR	80
TABLA 8. EFECTOS DEL ENTRENAMIENTO DE LA FUERZA EN LA CALIDAD MUSCULAR	82
TABLA 9. DISEÑO DEL ESTUDIO Y CARACTERÍSTICAS DE LOS PARTICIPANTES.	104
TABLA 10. VARIABLES DE INVESTIGACIÓN INDEPENDIENTE Y DEPENDIENTES	115
TABLA 11. CARACTERÍSTICAS DE LOS PARTICIPANTES.	122
TABLA 12. VALORES DE FUERZA PRENSIL, ÍNDICE DE CALIDAD MUSCULAR Y CAPACIDAD FUNCIONAL.	123
TABLA 13. FIABILIDAD TEST-RETEST DE LA FUERZA MEDIA Y PICO EN EL STS UTILIZANDO UN DEMF	124
TABLA 14. FIABILIDAD TEST-RETEST DE LA VELOCIDAD MEDIA Y PICO EN EL STS UTILIZANDO UN DEMF	125
TABLA 15. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN DE PEARSON ENTRE EL MQI Y LA FUERZA MEDIA Y	125
TABLA 16. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN DE PEARSON ENTRE EL MQI Y LA VELOCIDAD MEDIA Y PICO DEL STS	126
TABLA 17. CARACTERÍSTICAS DE LOS PARTICIPANTES DEL ESTUDIO II.	131
TABLA 18. VALORES DE FUERZA PRENSIL, ÍNDICE DE CALIDAD MUSCULAR Y CAPACIDAD FUNCIONAL.	131
TABLA 19. VALORES DE FUERZA MEDIA Y PICO EN LAS FASES CONCÉNTRICA Y EXCÉNTRICA DEL STS.	132
TABLA 20. VALORES DE VELOCIDAD MEDIA Y PICO EN LAS FASES CONCÉNTRICA Y EXCÉNTRICA DEL SIT-TO-STAND.	133
TABLA 21. CARACTERÍSTICAS DE LOS PARTICIPANTES SEGÚN GÉNERO.	134
TABLA 22. VALORES DE FUERZA PRENSIL, ÍNDICE DE CALIDAD MUSCULAR Y CAPACIDAD FUNCIONAL SEGÚN GÉNERO	135
TABLA 23. VALORES DE FUERZA MEDIA Y PICO EN LAS FASES CONCÉNTRICA Y EXCÉNTRICA DEL STS EN HOMBRES.	136
TABLA 24. VALORES DE VELOCIDAD MEDIA Y PICO EN LAS FASES CONCÉNTRICA Y EXCÉNTRICA DEL STS EN HOMBRES.	139
TABLA 25. VALORES DE FUERZA MEDIA Y PICO EN LAS FASES CONCENTRICA Y EXCENTRICA DEL SIT-TO-STAND EN MUJERES.	142

TABLA 26. VALORES DE VELOCIDAD MEDIA Y PICO EN LAS FASES CONCÉNTRICA Y EXCÉNTRICA DEL STS EN MUJERES.	145
TABLA 27. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN DE PEARSON ENTRE EL MQI Y LA FUERZA MEDIA Y PICO DEL STS EN HOMBRES.	148
TABLA 28. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN DE PEARSON ENTRE EL MQI Y LA VELOCIDAD MEDIA Y PICO DEL STS EN HOMBRES.	149
TABLA 29. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN DE PEARSON ENTRE EL MQI Y LA FUERZA MEDIA Y PICO DEL STS EN MUJERES.	150
TABLA 30. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN DE PEARSON ENTRE EL MQI Y LA VELOCIDAD MEDIA Y PICO DEL STS EN MUJERES.	151
TABLA 31. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN DE PEARSON ENTRE EL MQI, EL TIEMPO DEL STS Y LA MASA MUSCULAR DE PIERNAS Y ESQUELÉTICA EN HOMBRES Y MUJERES.	151
TABLA 32. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN DE PEARSON ENTRE EL MQI, EL TIEMPO DEL STS Y LA MASA MUSCULAR DE PIERNAS Y ESQUELÉTICA EN HOMBRES.	152
TABLA 33. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN DE PEARSON ENTRE EL MQI, EL TIEMPO DEL STS Y LA MASA MUSCULAR DE PIERNAS Y ESQUELÉTICA EN MUJERES.	152
TABLA 34. CARACTERÍSTICAS DE LOS PARTICIPANTES DEL ESTUDIO III	153
TABLA 35. COMPARACIÓN DE LA FUERZA DE CADERA ENTRE LOS GRUPOS.	154
TABLA 36. COMPARACIÓN DEL ÍNDICE DE CALIDAD MUSCULAR Y EL STS ENTRE LOS GRUPOS	155
TABLA 37. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN DE PEARSON ENTRE EL MQI Y LA FUERZA NORMALIZADA DE CADERA.	157
TABLA 38. CARACTERÍSTICAS DESCRIPTIVAS DE LOS PARTICIPANTES DEL ESTUDIO IV	158
TABLA 39. MQI, STS Y PICO DE FUERZA DE LA ARTICULACIÓN DE LA CADERA.	159
TABLA 40. COEFICIENTE DE CORRELACIÓN DE PEARSON ENTRE EL MQI Y EL PEAK DE FUERZA DE LA CADERA Y LA COMPOSICIÓN CORPORAL.	160



# Índice de Figuras



## 2 Índice de Figuras

FIGURA 1. RESUMEN DE LOS EFECTOS DE LAS CONTRACCIONES MUSCULARES EXCÉNTRICAS (EXC) EN COMPARACIÓN CON LAS CONCÉNTRICAS (CON) CON DIFERENTE CARGA EN LAS RESPUESTAS ENDOCRINAS.	61
FIGURA 2. CLASIFICACIÓN DE LOS DISPOSITIVOS ISOCINÉTICOS MULTI-ARTICULARES..	69
FIGURA 3. PROCEDIMIENTO PARA LA ESTIMACIÓN DEL MQI.	78
FIGURA 4. FLUJOGRAMA DE EVALUACIÓN DE LOS ESTUDIOS I Y II.	111
FIGURA 5. PROTOCOLO DE EVALUACIÓN DE FUERZA ISOMÉTRICA DE CADERA UTILIZANDO UN DEMF.	115
FIGURA 6. CORRELACIONES LINEALES ENTRE EL TEST Y EL RETEST PARA LA FUERZA MEDIA DEL STS EN LAS CONDICIONES DE 5, 10 Y 15 KILOS RESPECTIVAMENTE.	128
FIGURA 7. CORRELACIONES LINEALES ENTRE EL TEST Y EL RE TEST PARA LA FUERZA PICO DEL STS EN LAS CONDICIONES DE 5, 10 Y 15 KILOS RESPECTIVAMENTE.	129
FIGURA 8. CORRELACIONES LINEALES ENTRE EL TEST Y EL RE TEST PARA LA VELOCIDAD MEDIA DEL STS EN LAS CONDICIONES DE 5, 10 Y 15 KILOS RESPECTIVAMENTE.	130
FIGURA 9. CORRELACIONES LINEALES ENTRE EL TEST Y EL RE TEST PARA LA VELOCIDAD PICO DEL STS EN LAS CONDICIONES DE 5, 10 Y 15 KILOS RESPECTIVAMENTE.	131
FIGURA 10. DÉFICIT CON/EXC EN LA FUERZA MEDIA EN HOMBRES REALIZANDO EL STS.	138
FIGURA 11. DÉFICIT CON/EXC EN LA FUERZA PICO EN HOMBRES REALIZANDO EL STS.	139
FIGURA 12. DÉFICIT CON/EXC EN LA VELOCIDAD MEDIA EN HOMBRES REALIZANDO EL STS.	141
FIGURA 13. DÉFICIT CON/EXC EN LA VELOCIDAD PICO EN HOMBRES REALIZANDO EL STS.	142
FIGURA 14. DÉFICIT CON/EXC EN LA FUERZA MEDIA EN MUJERES REALIZANDO EL STS.	144
FIGURA 15. DÉFICIT CON/EXC EN LA FUERZA PICO EN MUJERES REALIZANDO EL STS.	145
FIGURA 16. DÉFICIT CON/EXC EN LA VELOCIDAD MEDIA EN MUJERES REALIZANDO EL STS.	147
FIGURA 17. DÉFICIT CON/EXC EN LA VELOCIDAD PICO EN MUJERES REALIZANDO EL STS.	148
FIGURA 18. (A) RELACIÓN ENTRE EL MQI Y EL TIEMPO DEL STS EN MUJERES ADULTAS MAYORES (B) ADULTAS JÓVENES	157



# Listado de abreviaturas



### 3 Listado de abreviaturas

ACSM	Colegio Americano de Medicina Deportiva
AEC	Agua extracelular
AID	Dinamómetros isocinéticos angulares
AM	Adultos mayor
BM	Masa corporal
CC	Composición corporal
CF	Capacidad funcional
CON	Concéntrico
cm/s	Centímetros por segundo
CV	Coeficiente de variación
DE	Desviación estándar
DEF	Déficit de fuerza
DEMF	Dinamómetro electromecánico funcional
DEV	Déficit de velocidad
DXA	Absorciometría de rayos X de energía dual
EEII	Extremidades Inferiores
ES	Tamaño del efecto
EXC	Excéntrico
FFM	Masa libre de grasa
FP	Fuerza prensil
FT	Testosterona Libre
GH	Hormona del crecimiento
Hz	Hercio
ICC	Coeficiente de correlación intraclase
IGFI	Factor de crecimiento insulínico
IMC	Índice de masa corporal
MIDs	Dinamómetros isocinéticos multi-articulares
MME	Masa muscular esquelética
MQ	Calidad muscular
MQI	Índice de calidad muscular
NSCA	National Strength and Conditioning Association

N	Newton
OA	Osteoartritis
PAD	Presión arterial diastólica
PAS	Presión arterial sistólica
PF	Pico de fuerza
PH	Parámetros hemodinámicos
RM	Repetición máxima
RPM	Revoluciones por minuto
STS	Sit-to-Stand-Test
T	Testosterona total
W	Watts



# Resumen de la Tesis



## 4 Resumen

**Introducción:** Los adultos mayores (AM) sufren una pérdida progresiva de la función muscular, afectando las propiedades fisiológicas y metabólicas del tejido muscular, una de las alteraciones principales es la disminución de la calidad muscular (MQ) y sus componentes como la arquitectura, ultraestructura y composición muscular además de la unidad funcional que es el sarcómero. Por otro parte, las contracciones dinámicas (concéntricas y excéntricas) y las estáticas (isometría) inducen efectos positivos en el incremento de la MQ. En este contexto, en la última década han surgido diferentes test que evalúan la MQ a través del rendimiento de las extremidades inferiores utilizando el sit-to-stand-test (STS) y medidas antropométricas como la masa corporal y la longitud de la extremidad inferior, constituyendo así el índice de calidad muscular (MQI); Recientemente ha surgido en el mercado un dinamómetro electromecánico funcional (DEMF) que permite la evaluación de movimientos naturales controlados como el STS, esto posibilitará analizar el comportamiento de los diferentes tipos de contracciones musculares durante la realización del STS.

**Objetivo:** Determinar los efectos de diferentes tipos de contracción sobre el índice de calidad muscular y capacidad funcional en adultos mayores y jóvenes.

**Metodología:** La presente investigación es de carácter cuantitativo y responde a un diseño desde su clasificación espacio-tiempo como transversal. En una primera fase, participaron 16 sujetos (edad  $22.8 \pm 2.13$  años) para determinar la fiabilidad del STS utilizando un DEMF y establecer su relación con el MQI. En una segunda fase, participaron 33 sujetos, 11 hombres ( $22.36 \pm 2.50$  años) y 22 mujeres ( $22.59 \pm 1.26$  años) donde se analizó el comportamiento de la contracción concéntrica y excéntrica durante el STS y su relación con la capacidad funcional y MQI. En la tercera fase, participaron 48 mujeres, 28 AM ( $66.21$

$\pm 5.55$  años) y 20 adultas jóvenes ( $21.15 \pm 2.18$  años) en esta investigación se determinó el comportamiento del MQI y la fuerza isométrica en AM mujeres y jóvenes y para finalizar participaron 64 sujetos, 14 sujetos con osteoartritis (OA) de cadera ( $65.6 \pm 3.0$  años) 18 AM saludables ( $66.6 \pm 6.5$  años) y 32 adultos jóvenes ( $20.7 \pm 2.0$  años), el objetivo fue comparar los niveles de fuerza isométrica entre AM con OA de cadera, AM sin OA y jóvenes además de establecer la relación con el MQI y la capacidad funcional. En estas investigaciones se evaluó y analizó la composición corporal, parámetros hemodinámicos, fuerza prensil, fuerza isométrica de cadera y fuerza concéntrica y excéntrica durante el STS además del cálculo del MQI.

**Resultados:** (I) Existe una “alta” y “muy alta” fiabilidad relativa para la fuerza/velocidad media y pico utilizando un DEMF además la fiabilidad absoluta proporcionó una repetibilidad estable para los protocolos de fuerza/velocidad media y pico, con un coeficiente de variación inferior al 10% en el STS. (II) Los niveles de fuerza/velocidad excéntrica son mayores comparados con los niveles de fuerza/velocidad concéntrica tanto en la fuerza/velocidad media como pico en hombres y mujeres jóvenes durante el STS y el MQI se relaciona de forma “moderada” con la masa muscular esquelética (MME) y con la MME de extremidad inferior. (III) Las mujeres jóvenes presentan un MQI más alto que las AM, no existiendo diferencias significativas y (IV) Los AM con OA tuvieron un MQI más bajo que los AM sin OA y adultos jóvenes, además existió una correlación de moderada a alta entre los niveles de fuerza isométrica de cadera y el MQI.

**Conclusiones:** Tras la realización de la presente tesis doctoral se puede concluir que el DEMF es un dispositivo fiable para medir el STS, que los niveles de fuerza/velocidad excéntrica son mayores que los niveles concéntricos y que el MQI se relaciona de forma moderada con la MME. A su vez, no existen diferencias entre el MQI en AM y mujeres

jóvenes, por otra parte, los AM con OA de cadera tienen un menor MQI que AM sin OA y la fuerza isométrica de cadera presenta una moderada a alta relación con el MQI.

**Palabras Claves:** Calidad Muscular, Fuerza muscular, Dinamometría, Adultos Mayores.

# **Abstract of the thesis**



## 5 Abstract of the thesis

**Introduction:** Older adults (AM) suffer a progressive loss of muscle function, affecting the physiological and metabolic properties of muscle tissue, one of the main alterations in the decrease in muscle quality (MQ) and its components such as architecture, ultrastructure and muscle composition in addition to the functional unit that is the sarcomere. On the other hand, dynamic contractions (concentric and eccentric) and static contractions (isometry) induce positive effects on the increase in MQ. In this context, in the last decade different tests have emerged that evaluate the MQ through the performance of the lower extremities using the sit-to-stand-test (STS) and anthropometric measurements such as body mass and lower limb length, thus constituting the muscle quality index (MQI); Recently a functional electromechanical dynamometer (DEMF) has emerged on the market that allows the evaluation of controlled natural movements such as the STS, this would make it possible to analyze the behavior of the different types of muscle contractions during the performance of the STS.

**Objective:** To determine the effects of different types of contraction on the muscle quality index and functional capacity in older and younger adults.

**Methodology:** This research is quantitative and responds to design from its space-time classification as transversal. In the first phase, 16 subjects (age  $22.8 \pm 2.13$  years) participated in determining the reliability of the STS using a DEMF and establish its relationship with the MQI. In a second phase, 33 subjects participated, 11 men ( $22.36 \pm 2.50$  years) and 22 women ( $22.59 \pm 1.26$  years) where the behavior of concentric and eccentric contraction during the STS and its relationship with functional capacity and MQI was analyzed. In the third phase, 48 women, 28 AM ( $66.21 \pm 5.55$  years) and 20 young adults ( $21.15 \pm 2.18$  years) participated in this investigation, the behavior of the MQI and

the isometric strength in AM women and youth were determined, and finally 64 participated subjects, 14 subjects with hip osteoarthritis (OA) ( $65.6 \pm 3.0$  years) 18 healthy AM ( $66.6 \pm 6.5$  years) and 32 young adults ( $20.7 \pm 2.0$  years), the objective was to compare isometric strength levels between AM and OA of hip, AM without OA and young people in addition to establishing the relationship with the MQI and functional capacity. In these investigations, the body composition, hemodynamic parameters, prehensile strength, isometric hip strength, and concentric and eccentric strength during the STS were evaluated and analyzed in addition to the calculation of the MQI.

**Results:** (I) There is a "high" and "very high" relative reliability for the average and peak strength/speed using a DEMF and the absolute reliability provided stable repeatability for the average and peak strength/speed protocols, with a coefficient of variation less than 10% in the STS. (II) The eccentric strength/velocity levels are higher compared to the concentric strength/velocity levels in both the average strength/velocity and peak in young men and women during the STS and that the MQI is "moderately" related to skeletal muscle mass (MME) and with lower limb MME. (III) Young women have a higher MQI than AM; there are no significant differences and (IV) AM with OA had a lower MQI than AM without OA and young adults there was also a high to moderate correlation between Isometric strength levels of the hip and the MQI.

**Conclusions:** After the completion of the present doctoral thesis it can be concluded that the DEMF is a reliable device to measure the STS, that the eccentric strength/speed levels are higher than the concentric levels and that the MQI is moderately related to the MME. In turn, there are no differences between the MQI in AM and young women, on the other hand, the AM with hip OA have a lower MQI than AM without OA, and the isometric strength of the hip has a high to a moderate relationship with the MQI.

**Keywords:** Muscle Quality, Muscle Strength, Dynamometry, Older Adults.



# Introducción



## 6 Introducción

Actualmente la evolución demográfica y la proporción de adultos mayores está incrementando a un ritmo sin precedentes y generando un profundo impacto en la salud pública a nivel mundial. En los adultos mayores existe una pérdida progresiva de la función muscular que implica discapacidad, disminución de la independencia en las actividades de la vida diaria, menores niveles de actividad física y por ende la presencia de diversas alteraciones cardiovasculares, metabólicas y músculo esqueléticas como por ejemplo lo es la osteoartritis.

La fuerza muscular a través de los efectos de sus diversas contracciones dinámicas (concéntrica, excéntrica) y estática (isométrica) ha demostrado ser útil para contrarrestar los efectos del envejecimiento y la pérdida gradual de la calidad muscular con el paso de los años. La literatura reciente reporta que las contracciones isométricas serían efectivas para reducir el dolor, inducir analgesia y generar reducciones significativas de la presión arterial, uno de los factores positivos de este tipo de contracción es que la producción de energía y posterior fatiga es menor que en las condiciones dinámicas, por lo que se podría utilizar en adultos mayores como una modalidad de evaluación y entrenamiento.

A su vez, tanto la contracción concéntrica y excéntrica inducirían cambios a niveles morfológicos y neurales del sistema músculo esquelético favoreciendo el incremento de la fuerza, potencia e hipertrofia, siendo mayores estas adaptaciones cuando el mecanismo de contracción es a través del ejercicio excéntrico. Recientemente se ha publicado una revisión que menciona que estos cambios se podrían deber a el incremento del reclutamiento de unidades motoras, una mayor señalización anabólica y a un aumento de

la activación del córtex motor induciendo efectos sobre la velocidad de acortamiento de la fibra muscular, una mayor longitud del fascículo y por ende una mayor capacidad de producir fuerza muscular.

Como se ha mencionado anteriormente, con el transcurso de los años el sistema músculo esquelético sufre alteraciones que inciden que la fuerza, la masa y sobre todo la calidad muscular disminuya. El concepto de calidad muscular es relativamente nuevo en el ámbito científico, en sí este describe a la capacidad funcional fisiológica del tejido muscular, incluyendo aspectos de la estructura anatomía, composición y rendimiento mecánico y metabólico del músculo, la calidad muscular está directamente asociada con la fuerza ejercida por la cantidad de masa muscular. Actualmente existen cuatro dimensiones de la calidad muscular que influyen en las características cuantitativas y cualitativas de esta, ellas son; la composición, la arquitectura y la ultraestructura muscular además de la unidad funcional básica que es el sarcómero. Se ha visto que la calidad muscular puede ser una herramienta que proporcione un diagnóstico del rendimiento físico además de ser un predictor de la función física de las extremidades inferiores en hombres y mujeres. Una pérdida de la calidad muscular puede inducir a deficiencias en el control motor y en el equilibrio que incidirá por ejemplo en el aumento del riesgo de caídas, siendo estas una de las principales causas de morbilidad y mortalidad en la población adulta.

Para evaluar la calidad muscular en la práctica clínica y comunitaria, hay diferentes metodologías que permiten un diagnóstico preciso, como la resonancia magnética, tomografía computarizada, DXA, análisis de impedancia bioeléctrica y el ultrasonido. La mayoría de estos métodos involucran costos excesivos y dificultades de acceso para los usuarios, personal sanitario y entrenadores.

Es así como, los cambios intramusculares asociados con el envejecimiento han llevado a la generación de estrategias de medición de la calidad muscular en este tipo de población. Las evaluaciones que incluyen el rendimiento de la fuerza muscular a través del tiempo de ejecución de un determinado test y las estimaciones de la composición corporal asociadas con la fuerza muscular de las extremidades inferiores pueden explicar los cambios relacionados con la edad en la calidad muscular.

En la última década ha sido desarrollado el índice de calidad muscular (MQI) como una herramienta para evaluar la potencia muscular de las extremidades inferiores en adultos mayores. El MQI incluye medidas antropométricas, como la masa muscular, la longitud de las extremidades inferiores y el tiempo de ejecución del Sit-to-Stand test (STS). El MQI ha demostrado ser un indicador de capacidad funcional en adultos mayores. La capacidad de transferirse desde la posición sentada a la posición de pie es un requisito previo para la independencia funcional, de ahí la importancia de ser evaluado. Por otro lado, un MQI bajo ha sido relacionado con una alta probabilidad de muerte en comparación con aquellos que presentan un MQI más alto.

En este contexto, el MQI incluye en su cálculo el tiempo del STS, este test es una prueba simple y práctica que permite evaluar la capacidad funcional y la fuerza muscular de extremidades inferiores, el movimiento de parar y sentarse son funciones del día a día y un deterioro de esta capacidad ha sido asociada a una pérdida de la funcionalidad, una menor movilidad y consecuentemente un mayor riesgo de mortalidad. Generalmente la evaluación de esta prueba se realizó cronometrando el tiempo en que el sujeto se levanta y se sienta de una silla, recientemente en el mercado de la tecnología aplicada a las ciencias de la actividad física, el deporte y la rehabilitación ha surgido un nuevo dinamómetro

electromecánico funcional (DEMF) que permite la evaluación de movimientos naturales controlados como lo es el STS. La evaluación de este gesto funcional utilizando esta tecnología permitirá establecer el comportamiento de las diferentes tipos de contracciones musculares y la relación que podría tener con el índice de calidad de calidad muscular, el cual no ha sido estudiado hasta la fecha.

Por todo lo explicado anteriormente, la presente investigación busca en primera instancia determinar la fiabilidad del DEMF y comprobar el comportamiento concéntrico y excéntrico del STS y su relación con el índice de calidad muscular, para posteriormente determinar entre adultos mayores y jóvenes los niveles fuerza muscular y su relación con el índice de calidad muscular y capacidad funcional.



# Marco Conceptual



## **7 Marco Conceptual**

### **7.1 Fuerza muscular**

La fuerza muscular es un concepto fisiológico asociado a una manifestación del sistema locomotor y representa una forma de medir el rendimiento humano (Enoka, 1988). Dependiendo del contexto, existen múltiples definiciones avaladas por la literatura, entre ellas encontramos que la fuerza muscular puede ser definida como la “fuerza máxima que genera un músculo o grupo de músculos a una velocidad de movimiento específica” (Knuttgen & Kraemer, 1987), o “la capacidad de desarrollar fuerza contra una resistencia inquebrantable en una sola contracción de duración ilimitada” (Atha, 1981).

Popularmente, la fuerza muscular ha sido entendida como la capacidad de un músculo para generar tensión y a su vez a sido conceptualizada como “ La habilidad para generar tensión bajo determinadas condiciones definidas por la posición del cuerpo, el movimiento en el que se aplica la fuerza, el tipo (concéntrico, excéntrico, isométrico, pliométrica) y la velocidad del movimiento (Harman, 1993). Por otra parte, la fuerza muscular también es entendida como "la capacidad de un músculo o grupo de músculos para ejercer tensión sobre el ambiente" (Bohannon, 1987).

### **7.2 Tipos de contracción muscular:**

La contracción muscular ha sido definida como “el estado activo del músculo. El intento de una célula o tejido muscular de acortarse a lo largo del eje longitudinal de la (s) célula (s) muscular (es) cuando se activa” (Knuttgen & Kraemer, 1987).

La activación del músculo esquelético resulta en tres acciones diferentes dependiendo de la relación de la fuerza generada a las fuerzas que actúan externamente en las uniones óseas (Knuttgén & Kraemer, 1987) (**Tabla 1**).

La interacción de la fuerza desarrollada por los grupos musculares con las fuerzas externas como el peso corporal, la gravedad, los objetos específicos del deporte (por ejemplo, pelota, disco, jabalina) u oponentes en los deportes de contacto dará como resultado acciones musculares que producirán una contracción estática (sin movimiento sobre las articulaciones relacionadas) o una contracción dinámica (que implica una disminución o un aumento de los ángulos articulares) (Paavo V. Komi, IOC Medical Commission, & International Federation of Sports Medicine, 2003).

**Tabla 1.** Clasificación de ejercicios y tipos de acción muscular.

<b>Ejercicio</b>	<b>Acción muscular</b>	<b>Longitud muscular</b>
<b>Dinámico</b>	Concéntrico	Disminuye
	Excéntrico	Aumenta
<b>Estático</b>	Isométrico	Sin cambios

\*Tabla adaptada de Komi et al (2013). "Strength and power in sport".

Conceptualmente, podemos definir a la contracción concéntrica cuando los músculos se acortan durante su contracción, en la contracción excéntrica los músculos se alargan durante su contracción y por otra parte en la contracción isométrica la longitud muscular no cambia durante su contracción (Myers, Beam, & Fakhoury, 2017).

En relación con el término “*isotónico*” que involucra componentes excéntricos y concéntricos y la tensión permanece constante durante todo el movimiento. De acuerdo con lo planteado por Knuttgen and Kraemer (1987), este tipo de condición ocurre con poca frecuencia, si es que llegara a ocurrir en el rendimiento humano, por lo cual la utilización de este concepto debiera ser utilizado para describir experimentos de laboratorio en los que se suspende un peso de un músculo aislado y el músculo levanta el peso cuando se estimula, o el músculo estimulado ejerce su fuerza contra un sistema controlado electrónicamente diseñado para proporcionar una fuerza constante dada que se opone al músculo mientras cambia la longitud.

El término “*isocinético*” se usa para describir la actividad muscular en la que los movimientos corporales se producen a una velocidad constante controlada por un ergómetro. El término puede emplearse con ambos tipos de contracciones dinámicas; concéntricas y excéntricas. Las contracciones pueden implicar un esfuerzo voluntario máximo o un desarrollo de fuerza submáximo. El factor esencial es que la velocidad de acortamiento en la contracción concéntrica y la velocidad de alargamiento en la contracción excéntrica se mantienen esencialmente constantes (Knuttgen & Kraemer, 1987).

Por otra parte, el término “*Pliométrico*” hace referencia a una contracción excéntrica del músculo seguido inmediatamente por una contracción concéntrica (Knuttgen & Kraemer, 1987; Myers et al., 2017).

Por lo tanto, cuando nos referimos a los tipos de contracción muscular estamos hablando de dos condiciones dinámicas (concéntrico y excéntrico) y una estática (isometría), esto va en relación con lo fundamentado anteriormente asociado al concepto “isocinético” y “pliométrico”.

### 7.3 La fuerza muscular como indicador de salud

Actualmente el Colegio Americano de Medicina Deportiva (ACSM, 2009) y la “*National Strength and Conditioning Association*” (NSCA) (Fragala et al., 2019) entregan ciertas recomendaciones a seguir para la planificación del entrenamiento de la fuerza para población general y adultos mayores que se resumen a continuación en la **Tabla 2**:

**Tabla 2.** Adaptación de recomendaciones generales de la NSCA para el entrenamiento de fuerza para adultos mayores saludables.

Variable del programa	Recomendación	Detalles
Series	1 a 3 series por ejercicio por grupo muscular	1 serie para principiantes y AM con fragilidad progresando a 2-3 series por ejercicio.
Repeticiones	8-12 o 12-15	Realizar de 6 – 12 repeticiones para AM sanos y 10 a 15 repeticiones con una carga mas baja para principiantes
Intensidad	70-85% de la RM	Comenzar con cargas toleradas y progresar hasta el 70-85% de la RM. Se recomiendan cargas más bajas para principiantes y personas con fragilidad o consideraciones especiales como osteoporosis o enfermedades cardiovasculares
Selección del ejercicio	8-10 diferentes ejercicios	Incluir ejercicios que involucren grandes grupos musculares a través de movimientos multi-articulares.
Modalidad	Pesos libres – ejercicios basados en máquinas	Los principiantes, los AM frágiles o aquellos con limitaciones funcionales se benefician del entrenamiento de

		resistencia basado en máquinas, entrenamiento con bandas elásticas y entrenamiento isométrico. Los adultos mayores con mayor experiencia obtienen un beneficio adicional del entrenamiento de fuerza con pesos libres (por ejemplo, barras, mancuernas, pesas rusas y balones medicinales).
Frecuencia	2-3 días por semana, por grupo muscular	Realizar en 2-3 días no consecutivos por semana, por grupo muscular, puede permitir una adaptación, mejora o mantenimiento con efectos favorables.
Entrenamiento de potencia/explosivo	40-60% de 1RM	Incluya ejercicios de potencia / explosivos donde se realizan movimientos de alta velocidad durante la fase concéntrica a intensidades moderadas (es decir, 40-60% de 1RM) para promover la potencia muscular, la fuerza, el tamaño y las tareas funcionales.
Movimientos Funcionales	Ejercicios para imitar las tareas de la vida diaria.	Los adultos mayores sanos y con un alto rendimiento se benefician de la inclusión de movimientos multi-articulares, complejos y dinámicos.

AM: Adulto Mayor; RM: Repetición Máxima.

Por otra parte, el ACSM establece una serie de recomendaciones para el entrenamiento de la fuerza en población general que se detalla a continuación en la **Tabla 3**.

**Tabla 3.** Adaptación de las recomendaciones de la ACSM para la planificación del entrenamiento de la fuerza en población general.

Se pueden usar pesos libres, máquinas y / o bandas
Realizar 8-10 ejercicios multi-articulares que incluyan los principales grupos musculares.
Realizar 2-3 series de 8-12 repeticiones.
Levantar y bajar el peso de manera controlada (2 segundos hacia arriba y hacia abajo)
La última repetición debería ser difícil de completar.
Realizar ejercicio 2-3 veces por semana
Progresar el peso levantado con el tiempo para que se sienta como una dificultad 8 de 10 (donde 0 = sin esfuerzo, 10 = el esfuerzo más duro que puede dar)

El cumplimiento de estas recomendaciones conlleva a la obtención de beneficios para la salud donde no solo se encuentra el incremento de la masa muscular (M. D. Peterson, Sen, & Gordon, 2011) y la fuerza (Cadore, Rodriguez-Manas, Sinclair, & Izquierdo, 2013) si no que además se obtienen mejoras en la densidad mineral ósea (Zhao, Zhao, & Xu, 2015),  $VO_{2peak}$  (Bienso et al., 2015), rendimiento físico (Jadczak, Makwana, Luscombe-Marsh, Visvanathan, & Schultz, 2018) y composición corporal (Padilha et al., 2017).

A nivel de patología cardiovascular el entrenamiento de la fuerza disminuye el riesgo cardiovascular (Tanasescu et al., 2002), disminuyendo los valores de presión arterial media, sistólica y diastólica (Cornelissen & Smart, 2013), incrementa el contenido de lipoproteínas de alta densidad y disminuye el contenido de lipoproteínas de baja densidad además de disminuir los niveles de colesterol y triglicéridos (Yang, Scott, Mao, Tang, & Farmer, 2014).

Por otra parte, disminuye el riesgo de diabetes (Grontved, Rimm, Willett, Andersen, & Hu, 2012), mejora el control glicémico (Bienso et al., 2015), la capacidad oxidativa y la señalización de la insulina (Jubrias, Esselman, Price, Cress, & Conley, 2001).

En sujetos con cáncer disminuye la incidencia de riesgo (Keum et al., 2016), la recurrencia (Dieli-Conwright et al., 2018), inflamación (Strasser, Arvandi, & Siebert, 2012), aumenta la calidad de vida (Segal et al., 2009) y la función inmune (Hagstrom et al., 2016).

Además, el entrenamiento de la fuerza posee efectos benéficos en la función del sistema inmune (Sardeli et al., 2018) y ayuda al manejo y tratamiento de condiciones como; artritis (Ciolac & Rodrigues-da-Silva, 2016), demencia (Liu-Ambrose & Donaldson, 2009), depresión (de Lima et al., 2019), riesgo de caídas (Levinger et al., 2017), fragilidad

(Lauretani, Meschi, Ticinesi, & Maggio, 2017), insomnio (D'Aurea et al., 2019), dolor lumbar (Cortell-Tormo et al., 2018), salud mental (Collins, Booth, Duncan, Fawkner, & Niven, 2019), alteraciones del movimiento (Hass, Buckley, Pitsikoulis, & Barthelemy, 2012), osteoartritis (Magni, McNair, & Rice, 2017), osteoporosis (Hong & Kim, 2018), accidente cerebrovascular (Gambassi et al., 2017), enfermedades pulmonares (B. S. A. Silva et al., 2019) y vasculares (Cahu Rodrigues et al., 2019).

## **7.4 Efectos de los diferentes tipos contracción muscular.**

### **7.4.1 Efectos de la contracción isométrica.**

La evidencia científica reciente ha planteado al ejercicio isométrico como una herramienta válida para la obtención de beneficios relacionados con la salud y el rendimiento humano, de acuerdo con la definición de la contracción isométrica donde existe una contracción de la musculatura esquelética sin movimiento externo, esta ha demostrado ser igual de beneficiosa que los métodos dinámicos de entrenamiento (Lum & Barbosa, 2019).

Este modo de contracción mejora la producción de fuerza isométrica en ángulos articulares específicos en el que el músculo o grupos musculares fueron entrenados, además de tener efectos positivos en la producción de fuerza dinámica, salto vertical, sprint y rendimiento específico de algunos deportes como el ciclismo y el fútbol (Albracht & Arampatzis, 2013; Bimson, Langdown, P. Fisher, & Steele, 2017; Folland, Hawker, Leach, Little, & Jones, 2005; Kitai & Sale, 1989; Zoladz et al., 2012).

Por otra parte, desde el ámbito de la salud y la rehabilitación, este tipo de intervención ha sido efectiva para el manejo de lesiones, reducir el dolor, inducir analgesia, influir en las propiedades de tendón además de producir reducciones significativas de la presión arterial sistólica, diastólica y presión arterial media (Hagberg, Harms-Ringdahl, Nisell, & Hjelm, 2000; Inder et al., 2016; Kubo, Ishigaki, & Ikebukuro, 2017; Millar, McGowan, Cornelissen, Araujo, & Swaine, 2014; Naugle, Fillingim, & Riley, 2012).

Entre los factores que influyen positivamente en que el ejercicio isométrico pueda ser utilizado como una herramienta para mejorar la fuerza para la salud y el rendimiento humano, encontramos que la producción de energía y posterior fatiga es menor comparado con condiciones dinámicas (Beltman, van der Vliet, Sargeant, & de Haan, 2004), además de producir mejoras de fuerza isométrica en rangos articulares específicos y transferencia a actividades deportivas similares a las producidas por contracciones dinámicas en variables como la fuerza máxima, la tasa de desarrollo de la fuerza (RFD) y el impulso (Kanehisa & Miyashita, 1983; Kubo et al., 2009; McGuigan, Newton, Winchester, & Nelson, 2010; McGuigan, Winchester, & Erickson, 2006).

#### **7.4.2 Efectos de la contracción concéntrica y excéntrica.**

Durante las contracciones concéntricas, el músculo se acorta y ejerce una fuerza, que se transmite a través del tendón a la articulación, permite que se produzca el movimiento y genera un cambio en el ángulo articular. Las contracciones excéntricas ocurren en las actividades motoras cotidianas y generalmente son responsables de dos características importantes en la locomoción natural. Las contracciones excéntricas permiten la disipación de la energía mecánica durante la desaceleración del cuerpo, por ejemplo, descendiendo

escaleras o caminando cuesta abajo pero también permiten la conversión de energía cinética en energía elástica en los tendones (Franchi, Reeves, & Narici, 2017; Hoppeler, 2014; Konow & Roberts, 2015).

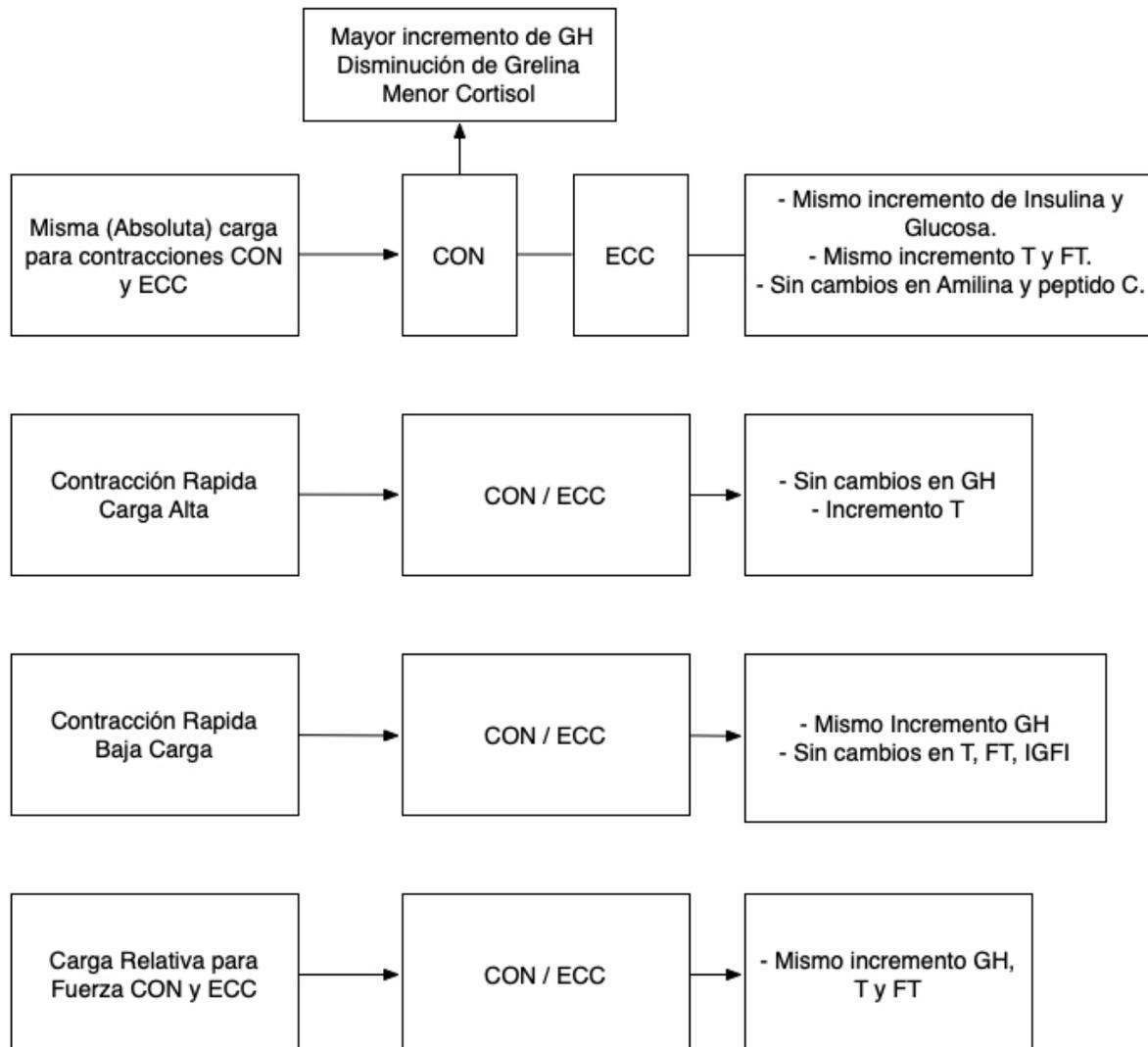
El costo energético de la contracción concéntrica sería aproximadamente 6 veces mayor que la excéntrica (Bigland-Ritchie & Woods, 1976). Desde el punto de vista electromiográfico la amplitud de activación es generalmente mayor en las contracciones concéntricas (P. V. Komi, Linnamo, Silventoinen, & Sillanpaa, 2000) y la activación voluntaria es menor en las contracciones excéntricas (Beltman, Sargeant, van Mechelen, & de Haan, 2004).

Por otra parte, se reclutan menos unidades motoras y la tasa de descarga es menor durante las contracciones excéntricas (Duchateau & Enoka, 2016). En consecuencia, los adultos mayores con limitaciones (Isner-Horobeti et al., 2013) o lesiones de las extremidades (Rees, Wolman, & Wilson, 2009), así como los sujetos con cáncer (P. C. Lastayo, Larsen, Smith, Dibble, & Marcus, 2010) pueden beneficiarse de acciones musculares excéntricas aisladas.

En una reciente revisión sistemática realizada por Schoenfeld et al. (2017), donde investigó el efecto sobre la hipertrofia de las contracciones concéntricas versus excéntricas, los resultados mostraron que las acciones musculares excéntricas resultaron en un mayor tamaño del efecto (ES) en comparación con las acciones concéntricas, pero los resultados no alcanzaron significación estadística (ES =  $0.25 \pm 0.13$ ; Intervalo de confianza 95%: -0.03 a 0.52;  $p = 0.076$ ). El cambio porcentual medio en el crecimiento muscular entre los estudios favoreció las acciones excéntricas en comparación con las concéntricas (10.0%

vs. 6.8% respectivamente). Los hallazgos indican la importancia de incluir acciones excéntricas y concéntricas ya que ambos han demostrado ser efectivos para aumentar la hipertrofia muscular.

En cuanto a las adaptaciones hormonales, se resumen en la **Figura 1** adaptada del artículo de Kraemer & Castracane (2015).



**Figura 1.** Resumen de los efectos de las contracciones musculares excéntricas (EXC) en comparación con las concéntricas (CON) con diferente carga en las respuestas endocrinas.

Adaptación de Kraemer & Castracane (2015). GH; Hormona del crecimiento, IGFI; Factor de crecimiento insulínico, FT; Testosterona Libre, T; Testosterona Total.

Desde el punto de vista clínico, se ha sugerido que una carga excéntrica moderada / baja promueve la ganancia de masa muscular y fuerza sin inducir dolor y daño muscular, tanto en las extremidades inferiores como en las superiores (Elmer et al., 2017; P. LaStayo, Marcus, Dibble, Frajacom, & Lindstedt, 2013).

Por otra lado, sujetos con patología de “codo de tenista” responden favorablemente más a programas de ejercicios excéntricos que a concéntricos (M. Peterson, Butler, Eriksson, & Svärdsudd, 2014), por otra parte no hubieron diferencias significativas en fuerza y rango entre un programa de ejercicio concéntrico vs excéntrico en pacientes con pinzamiento subacromial (Blume, Wang-Price, Trudelle-Jackson, & Ortiz, 2015). En adultos mayores un programa de entrenamiento excéntrico en los extensores de rodilla fue superior a uno concéntrico en relación a mejorar el fitness físico, la sensibilidad a la insulina y el perfil lipídico (Chen et al., 2017). En el estudio realizado por Katsura, Takeda, Hara, Takahashi, and Nosaka (2019) identifico que el entrenamiento excéntrico fue más efectivo para mejorar la fuerza, movilidad y estabilidad postural de los miembros inferiores de los adultos mayores en comparación con el entrenamiento concéntrico.

En relación con las adaptaciones del entrenamiento excéntrico, recientemente Suchomel et al. (2019) ha publicado una revisión que resume los posibles efectos sobre la hipertrofia, fuerza y potencia (**Tabla 4**).

Tabla 4. Efectos del entrenamiento excéntrico en la hipertrofia, fuerza y potencia muscular

<b>Hipertrofia</b>	<b>Fuerza</b>	<b>Potencia</b>
↑ Señalización anabólica	↑ Reclutamiento de unidades motoras	↑ Reclutamiento de unidades motoras
↑ Activación de células satélite	↑ Activación del córtex motor	↑ Activación del córtex motor
↑ Reclutamiento de unidades motoras	↑ producción de fuerza	↑ Capacidad de producción de fuerza
↑ Activación del córtex motor	↑ ratio de descarga de unidad motora	↑ Ratio de descarga de unidad motora
↑ Capacidad de producción de fuerza	↑ Stiffness de la unión miotendinea	↑ Stiffness de la unión miotendinea
Posible ↑ fibras rápidas unidades motoras preferencialmente reclutamiento	↓ Regulación de los reflejos inhibitorios	↓ Regulación de los reflejos inhibitorios
	Posible ↑ fibras rápidas unidades motoras preferencialmente reclutamiento	↑ Longitud del fascículo
	Posible ↑ en la composición de fibras IIx (Cambio fenotipo)	Posible ↑ fibras rápidas unidades motoras preferencialmente reclutamiento
		Posible ↑ en la composición de fibras IIx (Cambio fenotipo)
		Posible ↑ excitación-contracción
		↑ Velocidad de acortamiento de la fibra muscular

↑: Incremento; ↓: Disminución. Adaptada de Suchomel et al. (2019)

## **7.5 Evaluación clínica de la fuerza muscular y sus manifestaciones.**

### **7.5.1 Dinamometría isocinética.**

La dinamometría isocinética es considerada el “Gold Estándar” para la evaluación de la fuerza muscular (Dvir, 2004) y es utilizado también como un método de rehabilitación y entrenamiento de la fuerza muscular (Papadopoulos et al., 2014). Alrededor de los años 80 la introducción de un motor eléctrico permitió no solo la valoración de las contracciones concéntricas e isométricas si no que además la evaluación de la fase excéntrica (Z. Dvir & S. Muller, 2019).

En relación con los dinamómetros isocinéticos angulares (AID), estos están diseñados para:

- Determinar las diferencias bilaterales de los músculos homólogos.
- Evaluar las variaciones en las relaciones de fuerza (por ejemplo, músculos agonistas /antagonistas).
- Explorar los cambios en el rendimiento muscular a lo largo del tiempo.
- Comparar los valores de rendimiento individuales versus los valores de referencia establecidos.

Como plantea Dvir and Muller (2019) uno de los inconvenientes de los AID es la escasa funcionalidad, esto debido a que las condiciones “isocinéticas” no ocurren en articulaciones aisladas durante el movimiento natural o deportivo.

En los últimos años han surgido los dinamómetros isocinéticos multi-articulares (MIDs), que básicamente se componen de un motor eléctrico acoplado a un transmisor lineal que mueve un control deslizante con plataformas o manillas.

Los MIDs en condiciones dinámicas permiten acciones concéntricas o excéntricas y pueden registrar rango de movimiento, velocidad y fuerza pico (Z. Dvir & S. Muller, 2019). Estos MIDs ya han sido utilizados en adultos mayores (Coudeyre et al., 2016) y población atlética (Müller et al., 2007).

## **7.5.2 Parámetros isocinéticos**

### **7.5.2.1 Torque pico**

Es el parámetro isocinético más frecuentemente utilizado en la investigación y la clínica. Su unidad de medida es el Newton metros (N·m) y se define como el momento de fuerza más alto de la articulación que se produce por la contracción muscular a medida que la extremidad se mueve a través del rango de movimiento (Kannus, 1994).

El torque pico ha sido utilizado para (Dvir, 2014):

1. Caracterizar la fuerza de grupos musculares específicos en cohortes distintas: niños, adolescentes, adultos y adultos mayores saludables, hombres y mujeres; en individuos que sufren patologías o trastornos específicos y en personas que participan en diversos deportes: aficionados y profesionales.

2. Cuando sea apropiado, usar los valores de referencia recopilados en las evaluaciones iniciales de la temporada, particularmente en población deportiva.
3. Evaluar la debilidad unilateral de un determinado grupo muscular o músculo debido a una lesión o enfermedad, en función de la fuerza de su contraparte contralateral.
4. Cuando la patología es de naturaleza sistémica, se evalúa la debilidad muscular utilizando valores de referencia establecidos.
5. Para evaluar el desequilibrio muscular utilizando el ratio de torque pico o el ratio de control dinámico.

### **7.5.2.2 Trabajo total y pico**

El trabajo muscular es definido y determinado como el output de energía mecánica; es decir, la fuerza externa aplicada multiplicada por la distancia a través de la cual se aplica.

De acuerdo con el concepto de isocinética, el trabajo se define como el área bajo la curva del torque versus el desplazamiento angular (tiempo), en definitiva, trabajo = Torque x Distancia.

El trabajo total (TW, unidad = Joules, J) es la suma del trabajo realizado en todas las repeticiones del test. El trabajo máximo (PW, unidad = Joules, J) es el trabajo realizado durante la mejor repetición de la prueba (Kannus, 1994).

### **7.5.2.3 Potencia media y pico**

La potencia muscular se refiere a la tasa de producción de trabajo muscular la cual se expresa en unidades de trabajo por unidad de tiempo (Rothstein, Lamb, & Mayhew, 1987).

En contraste con el torque, la producción de energía en el ejercicio isocinético aumenta a medida que aumenta la velocidad angular (Osternig, 1986).

Esto significa que la magnitud de la caída del torque no es suficiente para compensar el efecto del aumento de velocidad (disminución del tiempo de movimiento) al continuar produciendo un aumento de potencia a medida que aumenta la velocidad angular (Kannus, 1994).

La potencia media ( $W = J / S$ ) se define como el trabajo total de las contracciones, dividida por el tiempo total de movimiento. La potencia pico ( $W$ ) es la cantidad de trabajo realizado durante la mejor repetición de la prueba, dividido por el tiempo del movimiento.

Kannus (1994) plantea ciertos factores que pueden afectar los resultados en las mediciones isocinéticas, entre ellos se destacan:

- Tiempo de familiarización con el sistema y el test.
- Estabilización y posición del cuerpo es un factor clave que puede afectar la validez y fiabilidad de la medida.
- Variación en la velocidad del movimiento.
- Fuerzas gravitacionales e inerciales durante los movimientos dinámicos del test.
- Calibración del dinamómetro.

## **7.6 Dinamometría electromecánica funcional:**

La dinamometría electromecánica funcional (DEMF) es un nuevo concepto que ha surgido en la última década asociado a controlar el estímulo que genera una resistencia externa. Los DEMF fueron creados por el Dr. Ignacio Chiroso, para dar respuesta a la necesidad de evaluar y entrenar las diversas manifestaciones de la fuerza a la vez que se realiza en un entorno natural controlado que asemeje lo máximo posible el gesto deportivo y/o de la vida diaria.

Desde lo estructural, los DEMF corresponden a un tipo de dispositivo multi-articular que permite el control electrónico del movimiento, modulando el recorrido, la intensidad, la velocidad, la carga de trabajo y el modo, entre ellos por ejemplo el clásico modo isocinético. Este sistema permite la generación de movimiento en diferentes planos y ángulos a través de un sistema de polea pudiendo replicar gestos específicos, funcionales y controlar el movimiento de forma natural.

Recientemente, se ha introducido un nuevo dispositivo en el mercado de rehabilitación / actividad física y salud que permite tanto la evaluación, análisis, entrenamiento y rehabilitación de la fuerza muscular y sus manifestaciones. A diferencia de otros dispositivos isocinéticos, este dispositivo (DynaSystem, Model Research, Granada, España) es un dispositivo electromecánico que genera velocidades isocinéticas lineales y cuenta con 5 modos dinámicos (tónico, cinético, elástico, inercial, cónico) y 2 modos estáticos (isométrico, vibratorio) permitiendo evaluar y entrenar a través de resistencia y velocidad constante y variable.

La validez y fiabilidad de este dispositivo ha sido demostrada en diferentes articulaciones como el hombro y la cadera y en poblaciones jóvenes y mayores (Cerdeira et al., 2018; C. Chamorro, Fuente, Jerez, Campos, & Chiroso, 2018; Jerez-Mayorga et al., 2019).

## **7.7 Clasificación de los dispositivos isocinéticos multi-articulares.**

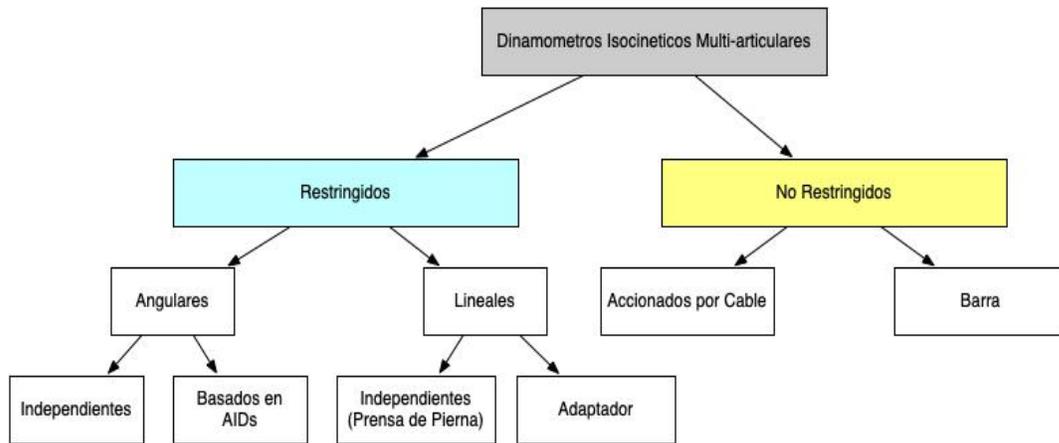
Recientemente Dvir and Muller (2019) han publicado una clasificación de los MIDs. Los MIDs son unos dispositivos dinamométricos diseñados para producir movimientos lineales o cuasi-lineales que permiten registrar la fuerza de los músculos que se ven involucrados en los movimientos.

Los MIDs pueden clasificarse en “Restringidos y “No restringidos” según el patrón de movimiento que realizan.

Los dinamómetros angulares “restringidos” incluyen dinamómetros independientes o basados en AID donde la unidad que proporciona la interfaz mecánica con el cuerpo se mueve de manera angular.

La segunda subdivisión principal de MID, denominada diseño “sin restricciones”, proporciona resistencia concéntrica o excéntrica a un movimiento libre, multiarticular de todo el cuerpo, utilizando un cable o una barra sin proporcionar estabilización proximal.

La clasificación de los MIDs se ejemplifica en la siguiente **Figura 2** adaptado del artículo de Dvir and Muller (2019):



**Figura 2.** Clasificación de los dispositivos isocinéticos Multi-articulares.

*AIDs = Dinamómetro isocinético angular.*

## 7.8 Hand held Dinamometría

Es un dispositivo que se puede colocar entre la mano del profesional y la parte del cuerpo analizada del paciente, de forma similar a cómo un profesional realizaría una prueba muscular manual. A diferencia de la prueba muscular manual, el Hand Held proporciona una medición cuantificada de la fuerza muscular expresada en newton, kilogramos o libras (Stark, Walker, Phillips, Fejer, & Beck, 2011).

Todas las pruebas deben realizarse con gravedad disminuida / eliminada o corregida. El paciente evaluado ejerce una fuerza creciente contra el dinamómetro durante un período de varios segundos mientras el evaluador mantiene el dinamómetro estable contra el esfuerzo del paciente. Se recomienda la utilización de un cinturón para estabilizar el dinamómetro en el momento de evaluar grandes grupos musculares para mejorar los valores de fiabilidad de la medida (Bohannon, 2019).

Se ha demostrado que las mediciones obtenidas con el Hand Held se correlacionan significativamente con las obtenidas con un dinamómetro isocinético y con un costo económico bastante menor comparado con el Gold estándar (Bohannon, 1990), aun así presenta algunas limitaciones asociadas a la variabilidad de los resultados dependiendo de las diferencias de fuerza del evaluador (Krause, Schlagel, Stember, Zoetewey, & Hollman, 2007).

## 7.9 Hand-Grip Dinamometría

La dinamometría de agarre manual es un procedimiento mediante el cual se utiliza un dinamómetro para medir la fuerza de agarre. El procedimiento se emplea ampliamente, no sólo como un indicador de la fuerza de agarre en sí, sino también como un indicador de la fuerza general (Bohannon, 2019).

La dinamometría de agarre ha sido identificada como un indicador general de fragilidad (Dudzinska-Griszek, Szuster, & Szewieczek, 2017), Sarcopenia (A. J. Cruz-Jentoft, Bahat, Bauer, Boirie, Bruyere, Cederholm, Cooper, Landi, Rolland, Sayer, Schneider, Sieber, Topinkova, Vandewoude, Visser, & Zamboni, 2019) y desnutrición (Zhang et al., 2017). Además, su uso se recomienda para la evaluación de adultos mayores (Ibrahim et al., 2018).

El protocolo de evaluación más estudiado y estandarizado es en el que se sugiere el uso de un dinamómetro Jamar calibrado con su mango ubicado en la segunda posición con el sujeto evaluado sentado con el antebrazo y la muñeca en una posición neutral y apoyado

en un reposabrazos, el codo flexionado a 90 grados y el hombro en 0 grados de abducción y flexión (Roberts et al., 2011).

La fiabilidad test-retest está bien establecida para los adultos mayores, el coeficiente de fiabilidad oscila entre 0.41 y 1.00 y en más del 90% de los estudios el coeficiente es de al menos 0.80 (Bohannon, 2017).

## **7.10 Evaluación muscular manual**

En la evaluación muscular manual se ven involucrados diferentes procesos de observación, palpación y aplicación de fuerza por parte de un evaluador para determinar la fuerza de una acción muscular (Bohannon, 2019).

Desde el punto de vista clínico, la observación y la palpación se utilizan para determinar si los músculos a evaluar se encuentran activos. Además, la observación es una herramienta para estimar el rango de movimiento de una determinada acción muscular (Bohannon, 2019).

Cuando el evaluador determina que el rango de movimiento se realiza en su totalidad, este aplica una fuerza para calificar la magnitud del rendimiento muscular.

Los sistemas de calificación existentes son consistentes en asignar un puntaje mínimo de 0 cuando no se observa contracción o actividad y un puntaje máximo de 5 cuando la fuerza

es "normal" (Hislop, Avers, & Brown, 2013; Kendall, McCreary, & Provance, 2005; O'Brien, 2010).

En la **Tabla 5** se ejemplifica una escala de evaluación recomendada para la estimación de la fuerza muscular (R. W. Bohannon, 2019).

**Tabla 5.** Graduación para la estimación de la fuerza muscular manual

<b>Grado</b>	<b>Descripción</b>
<b>0</b>	Sin acción muscular a la observación y palpación
<b>1</b>	Se observa acción muscular, pero sin movimiento
<b>1+</b>	Con la gravedad eliminada, el movimiento observado es a través de < 50% del rango de movimiento
<b>2-</b>	Con la gravedad eliminada, el movimiento observado es a través de > 50% del rango de movimiento
<b>2</b>	Con la gravedad eliminada, el movimiento observado es en todo el rango de movimiento
<b>2+</b>	Contra la gravedad, el movimiento observado es a través de <50% del rango de movimiento
<b>3-</b>	Contra la gravedad, movimiento observado es > 50% del rango de movimiento.
<b>3</b>	Contra la gravedad, el movimiento observado es en todo el rango de movimiento y la posición de la prueba es realizada.
<b>3+</b>	Como 3 pero capaz de resistir contra una fuerza mínima
<b>4-</b>	Como 3 pero capaz de resistir contra una fuerza moderada.
<b>4</b>	Como 3 pero capaz de resistir contra la fuerza de ruptura moderada.
<b>4+</b>	Como 3 pero capaz de resistir la fuerza casi máxima.
<b>5</b>	Como 3 pero capaz de resistir la máxima fuerza.

Tabla adaptada de Bohannon (2019).

## 7.11 Calidad Muscular

El término de calidad muscular ha estado en auge en los últimos años y cada vez desde el mundo científico es utilizado con mayor frecuencia.

Según Cruz-Jentoft and Sayer (2019), desde el punto de vista conceptual nos podemos referir a dos definiciones, a la asociación entre la fuerza y la masa y a las características observables del músculo como la adiposidad intermuscular o intramuscular.

Por otra parte, el amplio concepto de calidad muscular incluye una descripción del metabolismo de la glucosa, el daño oxidativo, el metabolismo de las proteínas, el tejido adiposo intramuscular, la densidad capilar, la composición estructural, la contractilidad y la fatigabilidad (Hazzard & Halter, 2009).

Además, se ha utilizado con frecuencia la producción de fuerza relativa (expresada como una relación de la fuerza máxima y una medida del tamaño corporal, masa magra o área de sección transversal) como un enfoque para caracterizar la calidad muscular (Kennis et al., 2014).

De forma general la calidad muscular describe la capacidad funcional fisiológica del tejido muscular. En la cuantificación de la calidad muscular, la función contráctil del músculo a menudo se evalúa como la capacidad del músculo para generar fuerza expresada en fuerza, potencia o funcionalidad (Fragala, Kenny, & Kuchel, 2015).

Es por estos antecedentes que se plantea que la calidad muscular podría ser un concepto más relevante para la salud que la masa muscular (Correa-de-Araujo et al., 2017)

## 7.12 Cambios musculoesqueléticos asociados con la edad

Con el paso de los años, muchos componentes del sistema musculoesquelético incluido el tejido muscular, tendones, ligamentos, hueso y cartílago articular presenta una significativa pérdida de las propiedades estructurales y funcionales, algunos de estos cambios se resumen en la **Tabla 6** adaptada de Frontera (2017).

**Tabla 6.** Cambios musculoesqueléticos con el envejecimiento.

<b>Componente</b>	<b>Cambios</b>
Fuerza muscular	Disminuye
Masa Muscular	Disminuye
Calidad Muscular	Incrementos de grasa y tejido conectivo
Numero de fibra	Disminuye (particularmente tipo II)
Distribución del tipo de fibra	Incrementa tipo I y reducción del tipo II
Fuerza específica de la fibra	Disminuye
Acoplamiento excitación-contracción	Alterado (desacoplamiento y fragmentación de los elementos celulares)
Producción de energía	Reducción en la capacidad oxidativa
Proteínas musculares (Miosina)	Alterada por cambios bioquímicos
Células Satélite	Disminución en aquellos asociados con fibras tipo II

Tabla adaptada de Frontera (2017)

Los cambios asociados a la edad afectan la activación neuromuscular y parecen contribuir en una disminución de la fuerza y la potencia muscular (Delbono, 2000).

La medición y estimación de estos cambios hace necesario la existencia de índices y dimensiones de la calidad muscular que expliquen los fenómenos que ocurren en el sistema musculoesquelético.

## **7.13 Índices que evalúan la calidad muscular.**

### **7.13.1 Fuerza Relativa**

Una forma indirecta de expresar la calidad muscular es a través de la fuerza expresada de forma relativa asociada a una variable de composición corporal como por ejemplo puede ser expresar el pico de fuerza isométrico por la masa corporal apendicular. La calidad muscular se define como la fuerza muscular en relación con la cantidad muscular o la cantidad de masa muscular que genera la fuerza (Lynch et al., 1999; Tracy et al., 1999). Esta forma de expresar la calidad muscular provoca que con el envejecimiento está disminuya (Lindle et al., 1997). Por otra parte, se ha encontrado que la fuerza relativa es un predictor más fuerte del rendimiento que la fuerza, la masa o la composición corporal por sí solas en adultos mayores (Misic, Rosengren, Woods, & Evans, 2007). Además, la calidad muscular (como fuerza relativa) está inversamente relacionada con la masa muscular esquelética (Barbat-Artigas, Rolland, Vellas, & Aubertin-Leheudre, 2013).

Un ejemplo de fuerza relativa en extremidad superior es dividir la fuerza máxima prensil por la masa apendicular de la extremidad superior del cuerpo y para la extremidad inferior la relación entre la fuerza de los extensores de rodilla y la masa magra de la pierna (Hairi et al., 2010).

### **7.13.2 Índice de Calidad Muscular**

Takai et al. (2009) desarrollaron el índice de calidad muscular (MQI) como una herramienta para evaluar la potencia muscular de las extremidades inferiores en adultos mayores. El índice de calidad muscular incluye las medidas antropométricas, como la masa muscular y la longitud de las extremidades inferiores y el tiempo del STS Test. Esta prueba es un indicador de la independencia funcional en adultos mayores (van Lummel et al., 2016).

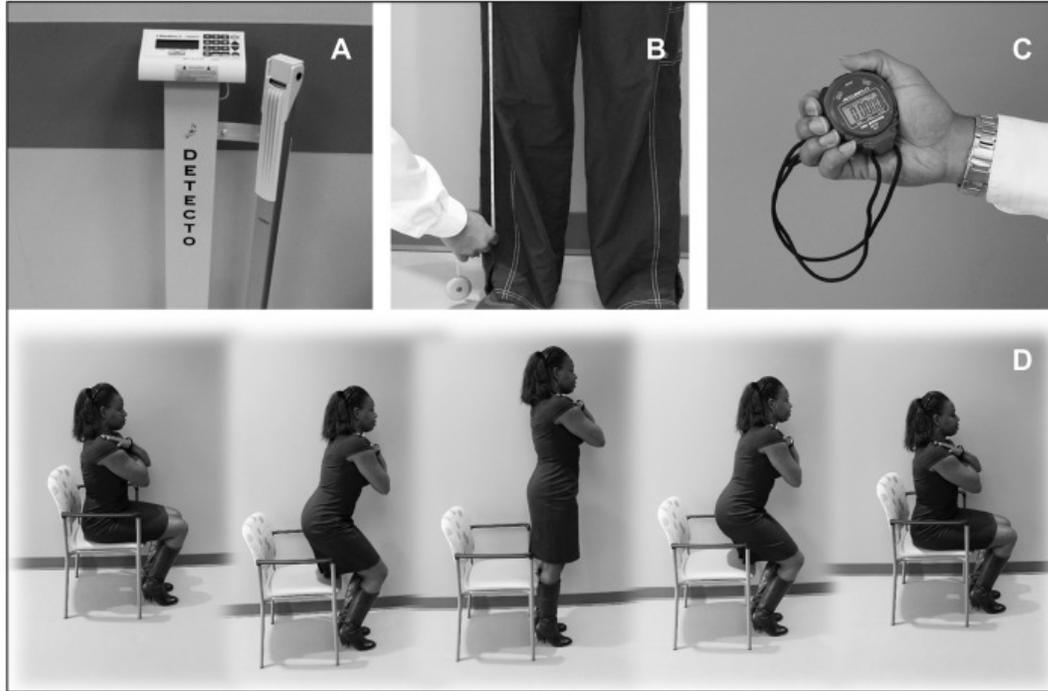
La capacidad de transferir de la posición sentada a la posición de pie es un requisito previo para la independencia funcional, de ahí la importancia de ser evaluado (van Lummel et al., 2016). Por otro lado, un bajo índice de calidad muscular ha sido correlacionado con una alta probabilidad de morir en comparación con aquellos con un MQI más alto (Brown, Harhay, & Harhay, 2016).

Por otra parte, el MQI aumenta con el entrenamiento de fuerza en adultos mayores a una mayor magnitud y presenta mayor fiabilidad que otros parámetros funcionales como la velocidad de marcha, fuerza prensil y el test de levantarse y andar (Fragala et al., 2014).

El índice de calidad muscular es estimado a través de la siguiente fórmula desarrollada por Takai et al. (2009):

$$MQI (W) = ((longitud\ de\ la\ pierna \times 0.4) \times masa\ corporal \times gravedad \times 10) / tiempo\ STS$$

El índice incluye la longitud de las extremidades expresada en metros. La altura de la silla utilizada en la prueba de STS (0.4 metros), masa corporal en kilogramos, aceleración de la gravedad (9.81 ms<sup>-2</sup>) y una constante de 10, según lo propuesto por Takai et al. (2009). La validez y confiabilidad de la medida del MQI han sido reportadas previamente (Barbat- Artigas, Rolland, Zamboni, & Aubertin-Leheudre, 2012). El procedimiento se puede visualizar en la **Figura 3**.



**Figura 3.** Procedimiento para la estimación del MQI. Imagen tomada de (Correa-de-Araujo et al., 2017)

### 7.13.3 Dimensiones de la calidad muscular

#### 7.13.3.1 Composición Muscular

El envejecimiento genera cambios en la composición corporal que afectan la fisiología y el rendimiento muscular (Kyle et al., 2001). A nivel fisiológico, el exceso de grasa corporal está relacionado con la infiltración de lípidos en el músculo que puede impedir el funcionamiento muscular (producción de fuerza voluntaria) (Goodpaster et al., 2001).

Con el envejecimiento, la densidad del músculo esquelético disminuye, lo que indica una acumulación de lípidos en el músculo. Los hombres mayores tienen entre un 59 a 127% más de grasa en los compartimientos musculares del muslo que los hombres más jóvenes, con un aumento anual del 18% en medidas longitudinales (Goodpaster et al., 2008).

La infiltración de lípidos excesiva en los músculos esqueléticos se asocia con una fuerza muscular baja y un rendimiento físico deficiente independientemente del área de la sección

transversal del músculo (Hilton, Tuttle, Bohnert, Mueller, & Sinacore, 2008). Además, la infiltración grasa en el músculo afecta la capacidad contráctil y la funcionalidad (Schrager et al., 2007).

### **7.13.3.2 Arquitectura Muscular**

La función contráctil muscular está relacionada con sus características arquitectónicas. La longitud de la fibra muscular y la disposición de esta en relación con la dirección de la fuerza producida por el músculo son dos características arquitectónicas importantes (Gans & de Vree, 1987; Lieber & Friden, 2000).

Entre los cambios arquitectónicos asociados con la edad en el músculo esquelético encontramos que en los adultos mayores se reduce la longitud de la fibra muscular y los ángulos de penación se ven alterados, probablemente debido a la atrofia de la fibra muscular. Por lo tanto, tales cambios arquitectónicos contribuyen a reducir la capacidad de producción de la fuerza (Narici & Maganaris, 2006; Reeves, Narici, & Maganaris, 2004b). Es así como, el ángulo de penación y el grosor muscular van a determinar la magnitud del momento angular, así como la función muscular. Un mayor ángulo de penación provocará una mayor producción de fuerza debido al mayor contenido de fibras (Kawakami, Abe, & Fukunaga, 1993).

### **7.13.3.3 Ultraestructura muscular**

La tercera dimensión de la calidad muscular descrita por Fragala et al. (2015) es la ultraestructura muscular, la literatura reciente indica que existirían cambios en la rigidez de las fibras musculares, una reducción de la contractilidad y de la tensión específica con el envejecimiento (Ochala, Frontera, Dorer, Van Hoecke, & Krivickas, 2007; Yu, Hedstrom,

Cristea, Dalen, & Larsson, 2007). Al parecer el ejercicio físico podría preservar las propiedades contráctiles de la fibra en adultos mayores (D'Antona, Pellegrino, Carlizzi, & Bottinelli, 2007).

#### **7.13.3.4 El sarcómero**

El sarcómero es el elemento básico contráctil, en biopsias humanas se ha demostrado que la longitud del sarcómero se reduce en adultos mayores en comparación con los adultos más jóvenes (Plotnikov et al., 2008). Desde un punto de vista funcional, una pérdida de sarcómeros en paralelo y en serie altera tanto la relación longitud-tensión como la relación fuerza-velocidad (Lieber & Friden, 2000).

## 7.14 Métodos de evaluación de la calidad muscular

La calidad muscular involucra aspectos de la estructura anatómica, composición química y el rendimiento metabólico y mecánico del músculo (McGregor, Cameron-Smith, & Poppitt, 2014), para una correcta interpretación del nivel de calidad muscular existen diversos métodos y técnicas para su evaluación y estimación que se detallan a continuación en la **Tabla 7** adaptada de Heymsfield et al. (2015):

**Tabla 7.** *Métodos de evaluación de la calidad muscular.*

<b>Método</b>	<b>Mediciones</b>	<b>Ventajas</b>	<b>Desventajas</b>
<b>Antropometría</b>	Pliegues Cutáneos, circunferencias y dimensiones lineales	No invasivo y económico Aplicable en grandes poblaciones	Requiere de Entrenamiento. Mala precisión en sujetos obesos. La compresibilidad del pliegue cutáneo cambia con la edad debido a la pérdida del retroceso elástico de la piel y al aumento del tiempo de recuperación visco elástica; los pliegues cutáneos en los ancianos a menudo son colgantes y difíciles de medir debido a la pérdida del tono muscular subyacente; los pliegues cutáneos colgantes también pueden hacer que las circunferencias sean más difíciles de medir; Los puntos de referencia óseos son más difíciles de identificar en los obesos. El compartimento músculo esquelético incluye tejido adiposo intramuscular, un componente que aumenta con la edad y que se incluye dentro del cálculo

			antropométrico del músculo esquelético.
<b>Metabolitos Urinarios</b>	24 h de creatinina y 3-metil histidina	No invasivo, seguro, relativamente económico. Refleja la masa de las células musculares	Requiere la cooperación del sujeto, idealmente recolectando varias muestras de orina consecutivas de 24 h mientras ingiere una dieta libre de carne.
<b>Ultrasonido</b>	Grosor y área muscular	No invasivo, seguro, ampliamente disponible, útil para monitoreo longitudinal	Habilidad técnica requerida. El exceso de presión y orientación del transductor pueden influir en las mediciones del tamaño muscular. Identificación de sitios de medición reproducibles críticos. El cuidado necesario para hacer que el músculo esté en estado relajado. Las condiciones como la proximidad al ejercicio, la hidratación, etc. son importantes de controlar.
<b>Análisis de Bioimpedancia</b>	Impedancia segmentaria, resistencia y reactancia; ángulo de fase	Costo variable del instrumento, seguro, potencialmente portátil, útil para monitoreo a largo plazo y estudios longitudinales.	Mediciones sensibles a las condiciones del sujeto, como la hidratación y la actividad reciente. Las predicciones de los instrumentos pueden ser específicas de la población.
<b>Tomografía Computada</b>	Área de sección transversal muscular, atenuación muscular	Alta resolución; reconstrucción tridimensional; regional / de cuerpo entero; Medida de calidad coeficiente de atenuación lineal # músculo esquelético	Exposición a la radiación, costo, limitaciones del tamaño del sujeto
<b>Absorciometría de rayos X de energía dual</b>	Tejido magro, grasa y contenido mineral óseo;	Amplia disponibilidad; alta precisión; baja radiación; mediciones	Limitaciones moderadas de costo, tamaño (peso y altura). No se puede discernir específicamente la masa y la calidad del

	otras medidas de calidad ósea	regionales y de todo el cuerpo de los tres componentes	músculo esquelético como la tomografía computada y la resonancia magnética.
<b>Resonancia Magnética</b>	Área de sección transversal muscular	Alta resolución; reconstrucción tridimensional; Múltiples medidas de calidad del sistema músculo esquelético	Costo relativamente alto, limitaciones de tamaño de sujeto

Tabla adaptada de Heymsfield et al. (2015).

## 7.15 Efectos del entrenamiento de la fuerza en la calidad muscular.

El entrenamiento de la fuerza genera efectos en la calidad muscular que pueden contrarrestar los cambios relacionados con la edad en la función contráctil, hipertrofia y morfología del músculo esquelético que se resumen en la **Tabla 8** adaptada de Fragala et al. (2019).

**Tabla 8.** Efectos del entrenamiento de la fuerza en la calidad muscular

<b>Adaptación</b>	<b>Autor</b>
Incrementos de masa magra	(M. D. Peterson et al., 2011)
Incrementos en área de sección transversal	(A. J. Cruz-Jentoft, Bahat, Bauer, Boirie, Bruyere, Cederholm, Cooper, Landi, Rolland, Sayer, Schneider, Sieber, Topinkova, Vandewoude, Visser, Zamboni, et al., 2019; Kryger & Andersen, 2007)
Incrementos en longitud muscular	(Hakkinen, Pakarinen, et al., 2001)
Incrementos en el tamaño de fibra individual	(W. R. Frontera, Meredith, O'Reilly, Knuttgen, & Evans, 1988)
Incrementos en la función contráctil de la fibra individual (pico de fuerza, potencia y velocidad de acortamiento)	(Raue, Slivka, Minchev, & Trappe, 2009)
Incrementos en la fuerza muscular en extremidades superiores e inferiores entre un 9 y 174%	(Ades, Ballor, Ashikaga, Utton, & Nair, 1996; Ballor, Harvey-Berino, Ades, Cryan, & Calles-Escandon, 1996; Bautmans et al., 2005; Beneka et al., 2005)
Incrementos en la potencia muscular entre un 14 a 97%	(de Vos et al., 2005; Fielding et al., 2002; Henwood, Riek, & Taaffe, 2008)
Incrementos en la tasa de desarrollo de fuerza/torque	(Barry, Warman, & Carson, 2005; Caserotti, Aagaard, Larsen, & Puggaard, 2008; Hakkinen, Kraemer, Newton, & Alen, 2001)
Incrementos en la activación muscular agonista	(Morse et al., 2005; Reeves, Narici, & Maganaris, 2004a)
Incrementos en la longitud de los fascículos y ángulo de penación	(Morse, Thom, Mian, Birch, & Narici, 2007; Reeves et al., 2004a)

Tabla Adaptada de Fragala et al. (2019)

## 7.16 Sit-to-Stand Test Indicador de Capacidad Funcional

El STS es una prueba simple y práctica, ampliamente adoptada para evaluar la funcionalidad en adultos mayores que viven en la comunidad (Bohannon, 2006; Millor, Lecumberri, Gomez, Martinez-Ramirez, & Izquierdo, 2013). El STS es una prueba objetiva para medir la fuerza muscular de extremidades inferiores (Bohannon, 2011).

El movimiento de estar de pie y sentarse son funciones importantes de la vida diaria, y la incapacidad para realizar estas habilidades básicas está asociada con mortalidad y con deterioro de la función y la movilidad (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002; Makizako et al., 2017). Bohannon (2015) estableció que durante el día se realizan entre 33 a 71 STS en adultos con o sin patologías, y en promedio 45, los que realizaban menos de esta cantidad de repeticiones presentaban insuficiencia cardiaca congestiva o eran residentes de un hospital.

La aplicación del STS en diferentes poblaciones, como aquellas con afecciones neurológicas (P. F. Silva, Quintino, Franco, & Faria, 2014) y ortopédicas ha sido ampliamente investigada (Abujaber, Marmon, Pozzi, Rubano, & Zeni, 2015). Se ha estudiado la fiabilidad del STS en su versión de 5 repeticiones encontrándose un ICC entre 0.94-0.99 para sujetos con demencia, accidente cerebrovascular y parálisis cerebral además de una alta fiabilidad entre evaluadores (ICC= 0.97-0.99) para sujetos con Parkinson y lesionados medulares.

Por otra parte, se ha visto que la versión de 1 minuto del STS es una alternativa para estimar la capacidad funcional en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (Reychler et al., 2018) Se ha comprobado además la fiabilidad del STS para cuantificar la

respuesta de la FC durante el ejercicio submáximo en niños sanos y se estableció que las respuestas cardiorrespiratorias al STS y al test de marcha de 6 minutos fueron similares. El STS es una buena prueba de campo alternativa al test de marcha de 6 minutos para evaluar la capacidad funcional (Reychler, Audag, Mestre, & Caty, 2019). Además, se ha determinado que el STS de 5 repeticiones es una herramienta sencilla y eficaz para describir el deterioro funcional en sujetos con patologías degenerativas de columna lumbar, los autores plantean que realizar la prueba en menos de 10.4 segundos determina una buena capacidad funcional (Staartjes & Schroder, 2018).

En adultos mayores institucionalizados se ha visto que el STS de 30 segundos permite discriminar en adultos mayores caedores y no caedores y esta relacionado con el número de caídas registradas de forma prospectiva (Applebaum et al., 2017). El STS es un método alternativo, costo-efectivo y con un menor tiempo de aplicación que otras pruebas para identificar la capacidad funcional en diferentes tipos de poblaciones.



# **Aproximación al problema de investigación**



## 8 Aproximación al problema de investigación

Como se ha evidenciado en el marco conceptual, la calidad muscular sufre cambios con el envejecimiento que afectan las propiedades fisiológicas, morfológicas y funcionales del músculo. Una menor fuerza, potencia y resistencia muscular se ven expresadas en una menor calidad muscular. Por otra parte, la calidad muscular expresada como fuerza por unidad de masa muscular disminuye en extremidades inferiores con el aumento de la edad. La calidad muscular puede proporcionar un diagnóstico diferencial de desempeño físico y ser un predictor de la función de las extremidades inferiores en hombres y mujeres adultas. La pérdida de calidad y fuerza muscular puede ser la base de las deficiencias en el control motor y en el equilibrio que posteriormente generan caídas, estas son una de las principales causas de morbilidad y mortalidad en la población adulta.

Para evaluar la calidad muscular en la práctica clínica y comunitaria, hay diferentes metodologías que permiten un diagnóstico preciso, como la resonancia magnética, la tomografía computarizada, DXA, análisis de impedancia bioeléctrica y el ultrasonido. La mayoría de estos métodos involucran costos excesivos y dificultades de acceso para pacientes, personal sanitario y entrenadores.

A su vez, los cambios intramusculares durante el envejecimiento han llevado al desarrollo de estrategias de medición de calidad muscular en población adulto mayor y jóvenes. Las evaluaciones basadas en el rendimiento de la fuerza muscular a través del STS y estimaciones del tamaño corporal asociadas con la fuerza muscular de las extremidades inferiores pueden responder a los cambios relacionados con la edad en la calidad muscular y ser una medida costo efectiva de evaluación.

Además, como se ha mencionado, los diversos tipos de contracción muscular (isométrico, concéntrico y excéntrico) presentan diversos comportamientos y beneficios para la salud muscular tanto en jóvenes como adultos mayores.

Por otra parte, recientemente en el mercado de la tecnología aplicada al deporte y la actividad física un nuevo dinamómetro electromecánico de características funcionales (DEMF) que permite la evaluación de movimientos naturales controlados como el STS se encuentra disponible, pero la fiabilidad y el estudio del comportamiento de las contracciones concéntricas y excéntricas durante el STS no ha sido descrita a través del DEMF, este nos permitiría un mayor control y rigor de las fases del STS.

Estos antecedentes permiten investigar en primera instancia la fiabilidad del DEMF y el comportamiento concéntrico y excéntrico del STS y su relación con el índice de calidad muscular, para posteriormente determinar entre adultos mayores y jóvenes los niveles de fuerza muscular y su relación con el índice de calidad muscular y capacidad funcional.



# **Objetivos Generales y Específicos**



## **9 Objetivo General**

- Determinar los efectos de diferentes tipos de contracción sobre el índice de calidad muscular y capacidad funcional en adultos mayores y jóvenes.

Con el propósito de dar cumplimiento al objetivo general de la tesis esta se divide en cuatro estudios con sus respectivos objetivos específicos e hipótesis.

### **9.1 Estudio I: Fiabilidad del Sit-to-Stand Test utilizando un DEMF y su relación con el MQI.**

#### **9.1.1 Objetivos específicos:**

- Determinar la fiabilidad absoluta y relativa del STS en la fuerza y velocidad de la fase concéntrica utilizando tres cargas incrementales en adultos jóvenes.
- Comparar la fiabilidad absoluta de la fuerza media, fuerza pico, velocidad media y pico del STS utilizando tres cargas incrementales en su fase concéntrica.
- Determinar la relación entre el índice de calidad muscular y los niveles de fuerza y velocidad del STS en su fase concéntrica.

## **9.2 Estudio II: Comportamiento de la contracción concéntrica y excéntrica durante el STS en adultos jóvenes y su relación con MQI, CF y MME.**

### **9.2.1 Objetivos Específicos:**

- Determinar el comportamiento concéntrico y excéntrico en la fuerza y la velocidad ejercida en el STS en hombres y mujeres adultos jóvenes
- Establecer la relación entre el comportamiento concéntrico y excéntrico a través de sus valores de fuerza y velocidad media y pico con el índice de calidad muscular
- Determinar el déficit concéntrico/excéntrico de la fuerza media y pico a través de tres cargas incrementales en el STS.
- Determinar el déficit concéntrico/excéntrico de la velocidad media y pico a través de tres cargas incrementales en el STS.
- Establecer la relación entre el MQI, el tiempo del STS y la masa muscular esquelética en hombres y mujeres adultas.

## **9.3 Estudio III: Comportamiento del MQI y fuerza isométrica en mujeres jóvenes y adultas mayores.**

### **9.3.1 Objetivos específicos:**

- Comparar los niveles de fuerza isométrica y el índice de calidad muscular utilizando diferentes métodos de normalización de la fuerza en un DEMF en mujeres jóvenes y adultas mayores.

- Establecer la relación entre los niveles de fuerza isométrica, capacidad funcional y MQI en mujeres jóvenes y adultas mayores.

#### **9.4 Estudio IV: MQI y fuerza isométrica en adultos mayores con OA de cadera.**

##### **9.4.1 Objetivos Específicos:**

- Comparar los niveles de fuerza isométrica entre adultos mayores con osteoartritis y sin osteoartritis de cadera y adultos jóvenes saludables.
- Determinar la relación entre el índice de calidad muscular, capacidad funcional y la fuerza isométrica.



# 10 Hipótesis



## **10.1 Estudio I: Fiabilidad del Sit-to-Stand Test (STS) utilizando un dinamómetro electromecánico funcional y su relación con el índice de calidad muscular.**

### **Hipótesis**

**H1:** Las cargas bajas presentan una mayor fiabilidad absoluta y relativa que las cargas altas en el STS.

**H2:** La fuerza y la velocidad media presentan una mayor fiabilidad en el STS comparado con la velocidad media y pico en las tres cargas incrementales.

**H3:** Existe una alta relación entre el índice de calidad muscular y la fuerza media y pico en el STS.

## **10.2 Estudio II: Comportamiento de la contracción concéntrica y excéntrica durante el STS en adultos jóvenes y su relación con el índice de calidad muscular, capacidad funcional y masa muscular esquelética.**

### **Hipótesis**

**H1:** Los niveles de fuerza y velocidad media y pico son mayores en la contracción excéntrica durante la ejecución del STS comparados con la fase concéntrica del STS.

**H2:** El déficit concéntrico/excéntrico es mayor en la fuerza y velocidad media en el STS comparado con la fuerza y velocidad pico.

**H3:** Existe una alta relación entre el MQI y la fase concéntrica/ excéntrica en las cargas altas comparadas con las cargas bajas.

### **10.3 Estudio III: Comportamiento del índice de calidad muscular y fuerza isométrica en mujeres jóvenes y adultas mayores.**

#### **Hipótesis:**

**H1:** Las mujeres adultas mayores presentan un menor índice de calidad muscular y capacidad funcional comparadas con las mujeres adultas jóvenes.

**H2:** Las mujeres adultas mayores presentan menores niveles de fuerza isométrica comparadas con las mujeres adultas jóvenes.

**H3:** Existe una alta relación entre los niveles de fuerza isométrica normalizados, el índice de calidad muscular y la capacidad funcional en las mujeres adultas mayores.

### **10.4 Estudio IV: Índice de calidad muscular y fuerza isométrica en adultos mayores con osteoartritis de cadera.**

#### **Hipótesis**

**H1:** Los sujetos con OA presentan un bajo índice de calidad muscular y una fuerza isométrica de la cadera baja comparado con los adultos mayores sin OA o adultos jóvenes saludables.

**H2:** Existe una alta relación entre los niveles de fuerza isométrica de los músculos de la cadera y el índice de calidad muscular en adultos mayores con OA.



# 11 Metodología de la investigación



## 11.1 Diseño de investigación

La siguiente investigación presenta un carácter cuantitativo y responde a un diseño desde su clasificación espacio-tiempo como transversal.

En la **Tabla 9** se resumen los cuatros estudios con su diseño y los participantes correspondiente.

**Tabla 9.** *Diseño del estudio y características de los participantes.*

Nº	Estudio	Tipo de estudio	Participantes
1	Fiabilidad del Sit-to-Stand Test utilizando un dinamómetro electromecánico funcional y su relación con el índice de calidad muscular.	Medidas repetidas	16 sujetos (edad $22.8 \pm 2.13$ años).
2	Comportamiento de la contracción concéntrica y excéntrica durante el STS en adultos jóvenes y su relación con el índice de calidad muscular, capacidad funcional y masa muscular esquelética.	Transversal	33 sujetos, 11 hombres (edad $22.36 \pm 2.50$ años) y 22 mujeres ( $22.59 \pm 1.26$ años).
3	Comportamiento del índice de calidad muscular y fuerza isométrica en mujeres jóvenes y adultas mayores.	Transversal	48 mujeres, 28 mujeres adulta mayores (edad $66.21 \pm 5.55$ años) y 20 adultas jóvenes ( $21.15 \pm 2.18$ años).
4	Índice de calidad muscular y fuerza isométrica en adultos mayores con osteoartritis de cadera.	Transversal	64 sujetos, 14 sujetos con osteoartritis de cadera ( $65.6 \pm 3.0$ años) 18 adultos mayores saludables ( $66.6 \pm 6.5$ años) y 32 adultos jóvenes ( $20.7 \pm 2.0$ años)

Los estudios y protocolos incluidos en esta tesis doctoral siguieron la declaración de Helsinki 2013 y el estudio fue aprobado por el Comité de Ética Científico de la Universidad de Granada, España (Nº 619 / CEIH / 2018) (**Anexo 1**).

## 11.1.1 Participantes

El tamaño de la muestra se determinó usando el software estadístico (G\*Power versión 3.0.10), basado en una potencia del test al 90% y un nivel de significancia estadística al 5%, tamaño del efecto 0,8 (Bonett, 2002). La muestra estimada para los estudios I y II corresponde a 13 sujetos y para el estudio III y IV a 30 sujetos. Con el fin de anticiparse a posibles abandonos el estudio I y II comenzará con 16 sujetos y para el estudio III y IV con 35 sujetos. Cada participante fue informado acerca de el propósito y procedimientos de esta investigación y de todos los riesgos posibles durante las mediciones. Todos los participantes entregaron su consentimiento informado antes de ser partícipe del estudio **(Anexo 2)**.

### 11.1.1.1 Criterios de inclusión

#### Estudio I y II

- Sujetos saludables, de acuerdo con el cuestionario auto reportado PARQ **(Anexo 3)**.
- Ausencia de patologías cardiovasculares, pulmonares y metabólicas, además de no haber tenido dolor musculo esquelético en los últimos 3 meses.
- Tener entre 18 años y 35 años.

### **Estudio III y IV**

- Sujetos con diagnóstico unilateral de OA de cadera, quienes cumplieron con los criterios de inclusión identificados por un médico especialista en OA en un hospital local.
- La OA radiográfica de cadera se definió utilizando el grado de gravedad radiográfica de Kellgren and Lawrence (1957) de  $\geq 2$ .
- Sujetos que no habían informado ninguna otra comorbilidad ortopédica, reemplazo articular reconstructivo, enfermedades neuromusculares, complicaciones neurológicas o dolor de espalda que podía afectar la marcha.
- Otro criterio de inclusión fue adultos mayores sin osteoartritis de cadera y adultos jóvenes sin patologías cardiovasculares, pulmonares o metabólicas y sin evidencias radiológicas de OA de cadera y participantes que no reportaron dolor musculoesquelético dentro de los tres meses anteriores a las evaluaciones de referencia.

#### **11.1.1.2 Criterios de Exclusión**

##### **Estudio I, II, III y IV**

- Presencia de un trastorno médico significativo que comprometa la seguridad del sujeto (por ejemplo, enfermedades crónicas, complicaciones musculoesqueléticas o cardiovasculares).
- La presencia de cualquier alteración extra que pudiese afectar la realización de la prueba.

## **11.2 Material y Métodos**

### **11.2.1 Procedimientos**

La recolección de datos se desarrolló en el segundo semestre del año 2017 y durante todo el 2018 en las dependencias de la Universidad Andrés Bello, Santiago, Chile. El tiempo de evaluación de cada sujeto depende del tipo de prueba desarrollada, aproximadamente cada evaluación se estimó un tiempo de ejecución de 30 – 45 minutos por sujeto.

### **11.2.2 Estudio I y II**

#### **11.2.2.1 Parámetros Hemodinámicos**

Previo a la primera evaluación, se evaluarán parámetros hemodinámicos (PH): Presión arterial sistólica (mmHg) y diastólica (mmHg) (Omron®, modelo HEM-720), frecuencia cardiaca de reposo (lat/min) (Polar® modelo FT1), % saturación de oxígeno (Heal Force® modelo 100F).

#### **11.2.2.2 Composición Corporal**

En relación con las técnicas experimentales para la determinación de la composición corporal; la masa corporal y estatura se midieron siguiendo protocolos antropométricos estandarizados (Stewart, Marfell-Jones, Marfell-Jones, & Kinanthropometry, 2006) en una pesa digital y un tallímetro vertical (Marca SECA®, modelo 763). El Índice de masa corporal se calcula a partir de estas medidas como  $\text{Kg/m}^2$ . Para la determinación de la composición corporal total se evaluó mediante impedancia bioeléctrica (Marca InBody, modelo 770) determinando la masa muscular esquelética total y de extremidad inferior, tasa de agua extracelular y porcentaje de grasa. La longitud de la extremidad inferior fue estimada por

medio de una cinta métrica (Marca SECA®, modelo 212), esta se definió como la distancia (en metros) desde el trocánter mayor del fémur hasta el maléolo lateral.

### **11.2.2.3 Fuerza prensil**

La evaluación de la fuerza prensil siguió las recomendaciones establecidos por la *American Society of Hand Therapists* (ASHT) (Therapists et al., 2015). Los sujetos en posición sedente con el brazo aducido y el codo flexionado a 90° con la muñeca en posición neutral. El dinamómetro se sostuvo en posición II con garra cilíndrica. Los sujetos realizaron tres esfuerzos de presión rápidamente progresivos hasta alcanzar el máximo posible con un intervalo de descanso de 30 segundos entre cada repetición. Se registró el valor pico de cada extremidad. Se utilizó un dinamómetro hidráulico marca Jamar (modelo, PC 5030 J1).

### **11.2.2.4 Índice de Calidad Muscular**

El índice de calidad muscular fue estimado a través de la siguiente fórmula desarrollada por Takai et al. (2009)

$$MQI (W) = ((\text{longitud de la pierna} \times 0.4) \times \text{masa corporal} \times \text{gravedad} \times 10) / \text{tiempo STS}$$

El índice incluye la longitud de las extremidades inferiores expresada en metros. La altura de la silla utilizada en la prueba de STS (0.4 metros), masa corporal en kilogramos, aceleración de la gravedad (9.81 ms<sup>-2</sup>) y una constante de 10, según lo propuesto por Takai et al. (2009)

#### **11.2.2.5 Sit-to-Stand Test**

En el STS se les pidió a los sujetos que se pusieran de pie desde una posición sentada y luego se sentaran 5 veces lo más rápido posible. Los sujetos son instruidos a ponerse de pie completamente y colocar sus nalgas en la silla en una posición sentada entre las repeticiones. El tiempo se registra usando un cronómetro a la décima de segundo más cercano.

#### **11.2.2.6 Dinamometría Electromecánica Funcional (DEMF)**

Un DEMF fue usado para evaluar la fuerza concéntrica/excéntrica durante el STS. El DEMF permite el control cinético-tónico del movimiento (0.10-1.5 m/s) con una frecuencia de muestreo de 1,000 Hz (Dynasystem, Model Research, Granada, España).

#### **11.2.2.7 Protocolo DEMF-STS**

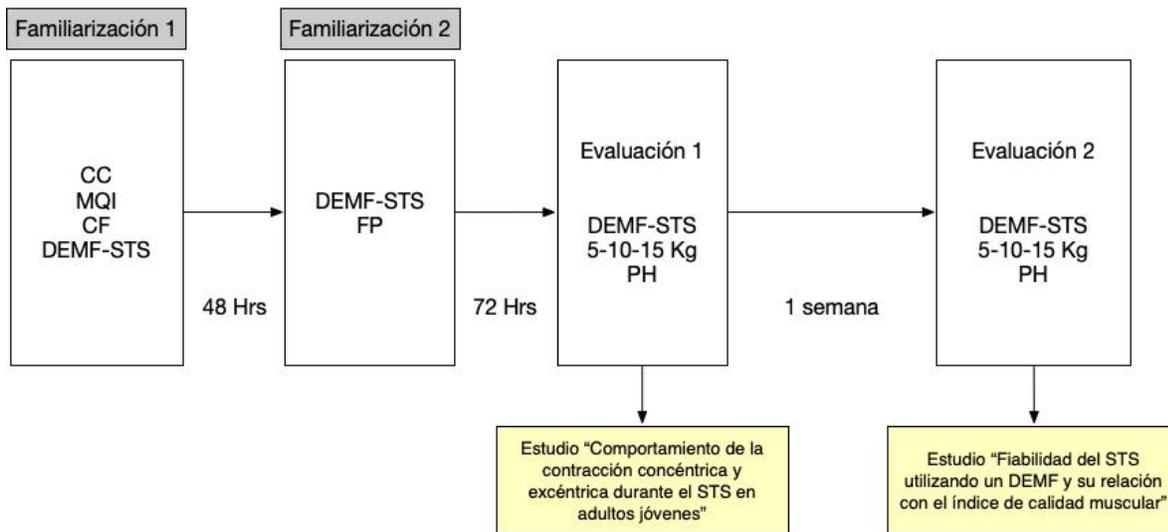
Previo a la evaluación del DEMF-STS los sujetos realizaron las sesiones de familiarización que fueron aplicadas dos veces por semana (separadas por 48 y 72 horas) antes de la evaluación inicial. Cada sesión de familiarización duró 30 minutos, durante la familiarización fueron realizadas las valoraciones de composición corporal, MQI, fuerza prensil y capacidad funcional (**Figura 4**).

El día de la evaluación inicial los sujetos realizaron un calentamiento que correspondía a 5 minutos de bicicleta estática a 80 RPM, 5 minutos de movilidad articular de extremidad inferior y 3-5 repeticiones submáximas con el DEMF con una carga de 5 kilos.

Posterior a esto, los sujetos descansaron 5 minutos y luego fueron evaluados a través del DEMF ejecutando el STS a través de tres cargas incrementales 5, 10 y 15 kg respectivamente, realizando 5 repeticiones para cada carga con un intervalo de descanso

de 5 minutos entre cargas (Ver imagen). Estos partían en la posición inicial sentados y a la orden de la cuenta regresiva de 3,2,1, iniciaban el STS registrándose el tiempo de ejecución (s), la fuerza media (Kg), fuerza pico (Kg), velocidad media (cm/s) y velocidad pico (cm/s).

Tras una semana se repitió el mismo protocolo para el posterior análisis de fiabilidad.



**Figura 4.** Flujograma de evaluación de los estudios I y II.

## 11.2.3 Estudio III y IV

### 11.2.3.1 Protocolo de evaluación

Los sujetos se abstuvieron de realizar ejercicio extenuante durante un mínimo de 48 horas antes de cada sesión de evaluación. Cada sesión fue precedida por un calentamiento estandarizado de 10 minutos en cicloergómetro a 80 RPM, movilidad articular de cadera y dos o tres contracciones submáximas de los músculos de la cadera para familiarizarse con los procedimientos de la evaluación. Después de 2 sesiones de familiarización (donde se determinó la composición corporal) la fuerza muscular de la cadera fue evaluada en los

movimientos de flexión, extensión, rotación interna, rotación externa, aducción y abducción de la cadera, además el índice de calidad muscular fue evaluado junto con el STS. El protocolo de evaluación de cada prueba está descrito a continuación:

### **11.2.3.2 Composición Corporal**

La estatura fue determinada usando un estadiómetro portátil (modelo 213; marca SECA; Hamburgo; Alemania a 0.1 cm). Las mediciones de composición corporal fueron realizadas utilizando una impedancia bioeléctrica de análisis tetrapolar (Marca Tanita, Modelo BC 330; Tokyo; Japan). La longitud de las piernas fue medida manualmente aplicando el protocolo de medidas antropométricas (Stewart et al., 2006). La longitud de las piernas fue definida como la distancia (en metros) desde el trocánter mayor del fémur al maléolo lateral.

### **11.2.3.3 Fuerza Muscular Isométrica**

La contracción isométrica voluntaria máxima de los músculos de la articulación de la cadera fue medida utilizando un DEMF en la pierna no dominante. El DEMF permite la valoración isométrica de la fuerza muscular (5-3000N) con una frecuencia de muestreo de 1.000 Hz (Dynasystem, Modelo Research, Granada, Spain) (C. Chamorro et al., 2018; Vega et al., 2018). El pico máximo de fuerza expresado en Newton fue usado para los futuros análisis, para el estudio III particularmente se siguió la técnica alométrica para la musculatura de la cadera del método descrito por (Bazett-Jones, Cobb, Joshi, Cashin, & Earl, 2011) al aplicar este método, dividimos el pico de fuerza (PF) por una masa corporal exponencial (BM) específicamente diferenciada para las mujeres (0.335), por la relación entre PF y BM ( $PF / BM$ ) y por la relación entre PF y masa libre de grasa (FFM), ( $PF / FFM$ ).

Antes de la evaluación, cada sujeto desarrolló un adecuado calentamiento, el cual consistía en dos o tres contracciones submáximas de los músculos de la cadera, para familiarizarlos con los procedimientos de evaluación. Cada sujeto desarrolló una contracción isométrica máxima voluntaria por 6 segundos, 3 repeticiones, con al menos un minuto de descanso entre las pruebas para evitar la fatiga.

#### **11.2.3.4 Flexión de cadera.**

La flexión de cadera fue evaluada de la siguiente manera: los sujetos fueron colocados en posición supina, con las rodillas fuera de la camilla formando un ángulo de 90°. La cadera fue estabilizada con una correa alrededor de la camilla. El eje de la articulación de la cadera fue alineado con el eje de la polea del DEMF. Los sujetos fueron instruidos para desarrollar una contracción muscular de la cadera tan fuerte como fuera posible contra una resistencia fija proporcionada por el DEMF (**Figura 5. A**).

#### **11.2.3.5 Extensión de cadera**

La Extensión de cadera fue medida con el sujeto en posición prona en una camilla, con las rodillas extendidas fuera de la camilla con un ángulo de 0°. En esta posición, los sujetos fueron instruido para desarrollar una contracción muscular de cadera tan fuerte como fuera posible contra una resistencia fija proporcionada por el DEMF (**Figura 5. B**).

#### **11.2.3.6 Abducción de Cadera.**

La abducción de cadera fue medida con los sujetos en posición prono sobre una camilla con las piernas en una posición neutral. El eje de la articulación de la cadera estuvo perpendicular al eje de la polea del DEMF. El tobillo se fijó firmemente con una correa unida

a la polea del dispositivo. Desde esta posición inicial, cada sujeto recibió instrucciones de realizar una contracción isométrica máxima de los abductores de cadera (**Figura 5. C**).

#### **11.2.3.7 Aducción de Cadera.**

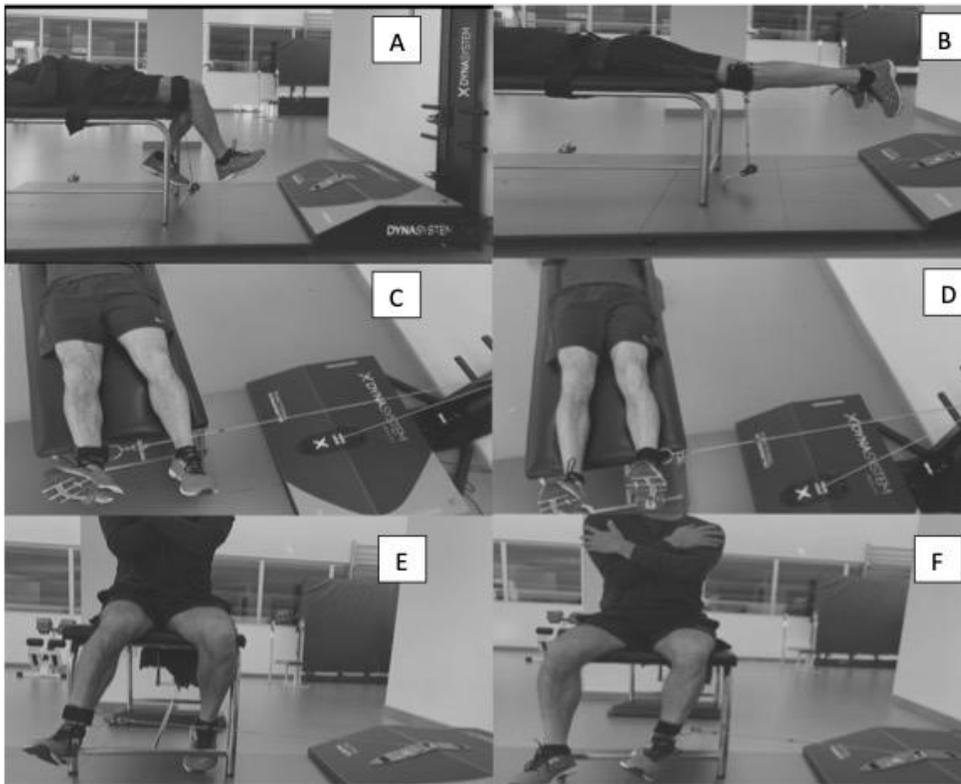
La aducción de cadera también se evaluó con el sujeto acostado en posición supina con el eje de la articulación de la cadera perpendicular al eje de la polea DEMF, pero en la dirección opuesta. Desde esta posición inicial, el sujeto recibió instrucciones de ejercer la fuerza máxima posible durante la aducción de cadera (**Figura 5. D**).

#### **11.2.3.8 Rotación interna**

La rotación interna de la cadera se evaluó con el paciente sentado, de modo que la cadera se mantuvo a 90° de flexión. La cadera se estabilizó para evitar contra movimientos con un cinturón alrededor de las rodillas. El eje de la articulación de la cadera era perpendicular al eje de la polea DEMF. El tobillo estaba firmemente sujeto a la polea del dispositivo con una correa. Desde esta posición inicial, cada sujeto recibió instrucciones de realizar la máxima fuerza lateral posible (**Figura 5. E**).

#### **11.2.3.9 Rotación externa**

Se evaluó la rotación externa de la cadera con el sujeto sentado, manteniendo una posición de flexión de cadera y rodilla de 90°. El eje de la articulación era perpendicular al eje del DEMF, pero en la dirección opuesta. Desde esta posición, el sujeto recibió instrucciones de ejercer una fuerza máxima en dirección lateral (**Figura 5. F**).



**Figura 5.** Protocolo de evaluación de fuerza isométrica de cadera utilizando un DEMF.

Tanto el protocolo del STS como del índice de calidad muscular fueron replicados en este estudio de los estudios I y II por lo que su descripción es similar a lo planteado anteriormente.

### 11.3 Variables de Investigación

De la realización de la siguiente investigación se obtienen las siguientes variables expresadas en la **Tabla 10**.

**Tabla 10.** Variables de investigación independiente y dependientes

Nº	Estudio	Variable independiente	Variable Dependiente
1	Fiabilidad del STS utilizando un DEMF y su relación con el MQI.	STS (Kg, cm/s)	I. Índice de calidad muscular (Watts) II. Composición Corporal (Peso (Kg), talla (cm), imc (Kg/m <sup>2</sup> ), longitud de extremidad inferior (cm), perímetro cintura (cm), tasa AEC, % grasa corporal, MME, MM EEII. III. Presión arterial sistólica y diastólica (mmHg) IV. Frecuencia cardiaca de reposo (lat/min) V. Saturación de oxígeno (%) VI. Fuerza prensil (Kg)
2	Comportamiento de la contracción concéntrica y excéntrica durante el STS en adultos jóvenes y su relación con el MQI, CF y MME.	STS (Kg, cm/s)	I. Índice de calidad muscular (Watts) II. Composición Corporal (Peso (Kg), talla (cm), imc (Kg/m <sup>2</sup> ), longitud de extremidad inferior (cm), perímetro cintura (cm), tasa AEC, % grasa corporal, MME, MM EEII III. Presión arterial sistólica y diastólica (mmHg) IV. Frecuencia cardiaca de reposo (lat/min) V. Saturación de oxígeno (%) VI. Fuerza prensil (Kg)
3	Comportamiento del MQI y fuerza isométrica en mujeres jóvenes y adultas mayores.	MQI (W)	I. Pico de fuerza isométrica de cadera (N) en flexión, extensión, rotación interna, externa y abducción y aducción II. Tiempo del STS III. Composición corporal (Peso (Kg), talla (cm), IMC (Kg/m <sup>2</sup> ), longitud de extremidad inferior (cm), perímetro cintura (cm), MME (Kg), % grasa corporal)
4	MQI y fuerza isométrica en adultos mayores con osteoartritis de cadera.	MQI (W)	I. Pico de fuerza isométrica de cadera (N) en flexión, extensión, rotación interna, externa y abducción y aducción II. Tiempo del STS III. Composición corporal (Peso (Kg), talla (cm), IMC (Kg/m <sup>2</sup> ), longitud de extremidad inferior (cm), perímetro cintura (cm), masa libre de grasa (Kg), % grasa corporal)

## 11.4 Análisis Estadístico

### 11.4.1 Estudio I y II

Los datos descriptivos se presentan como media  $\pm$  DE. La distribución de los datos se verificó mediante la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. La fiabilidad se evaluó mediante prueba t de muestras pareadas con el tamaño del efecto (ES), el CV y el ICC, con intervalos de confianza del 95%. La escala utilizada para interpretar la magnitud del ES fue específica para la investigación en entrenamiento deportivo: insignificante ( $<0.2$ ), pequeña (0.2–0.5), moderada (0.5–0.8) y grande ( $\geq 0.8$ ) (Cohen, 2009). Para la relación entre el MQI y la fuerza y velocidad del STS, se calculó un coeficiente de correlación de Pearson con un intervalo de confianza del 95%. El coeficiente de correlación fue interpretado a través de clasificaciones descritas por (Mukaka, 2012), donde (0.9 a 1.0) era una correlación muy alta, (0.7 a 0.9) alta, (0.5 a 0.7) moderada, (0.3 a 0.5) baja y (0.0 a 0.3) insignificante.

Según Hopkins (2009), se clasificó a través de una escala cualitativa la magnitud de los valores del coeficiente de correlación intraclase (ICC): los valores cercanos a 0.1 se consideran de baja fiabilidad; 0.3, moderado; 0.5, alto; 0.7, muy alto; y aquellos cercanos a 0.9, extremadamente altos. Los análisis de fiabilidad se realizaron utilizando una hoja de cálculo personalizada (Hopkins, 2017), mientras que el paquete de software JASP (versión 0.9.1.0, <http://www.jasp-stats.org>) se utilizó para todos los demás análisis.

Además, para el estudio II se determinó el DEF (Con/Exc) el cual es la relación entre la diferencia en porcentaje (%) obtenida entre el valor máximo de fuerza (PF) o velocidad (cm/s) durante la fase concéntrica (Con) y la fase excéntrica (Exc) del movimiento.

### 11.4.2 Estudio III

Los datos descriptivos se presentan como media  $\pm$  DE. La distribución de los datos se verificó mediante la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. La diferencia entre los grupos fue evaluada mediante la prueba T de muestras pareadas con el tamaño del efecto (Cohen's d). La escala usada para interpretar la magnitud del tamaño del efecto fue específica para la investigación del entrenamiento: insignificante ( $<0.2$ ), pequeña (0.2–0.5), moderada (0.5–0.8) y grande ( $\geq 0.8$ ) (Cohen, 2009). El coeficiente de la relación Pearson fue calculado para examinar la asociación entre el MQI y el pico de fuerza de los músculos de la cadera y la composición corporal, el coeficiente de Pearson se utilizó con una significancia establecida en  $p \leq 0.05$ . El coeficiente de correlación fue interpretado a través de la clasificación descrita por (Mukaka, 2012), donde (0.9 a 1.0) era una correlación muy alta, (0.7 a 0.9) alta, (0.5 a 0.7) moderada, (0.3 a 0.5) baja y (0.0 a 0.3) insignificante. Se utilizó el paquete de software JASP (versión 0.9.1.0, <http://www.jasp-stats.org>) para todos los análisis. La significación estadística se estableció en  $p \leq 0.05$ .

### 11.4.3 Estudio IV

Los datos descriptivos se presentan como media  $\pm$  DE. La distribución de los datos se verificó mediante la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. Se utilizó un análisis de varianza unidireccional (ANOVA) para comparar las diferencias en MQI, STS y fuerza máxima entre los tres grupos. Se usó una prueba de comparación múltiple Scheffé después del ANOVA. Se calcularon los coeficientes de correlación de Pearson para examinar las asociaciones entre MQI y la fuerza máxima de los músculos de la cadera y la composición corporal. El coeficiente de correlación fue interpretado a través de la clasificación descrita por Mukaka (2012), donde (0.9 a 1.0) era una correlación muy alta,

(0.7 a 0.9) alta, (0.5 a 0.7) moderada, (0.3 a 0.5) baja y (0.0 a 0.3) insignificante. Se utilizó el paquete de software JASP (versión 0.9.1.0, <http://www.jasp-stats.org>) para todos los análisis. La significación estadística se estableció en  $p \leq 0.05$ .



# 12 Resultados



Los resultados de la presente investigación se agrupan en 4 partes en relación con cada estudio realizado:

## 12.1 Fiabilidad del Sit-to-Stand Test utilizando un DEMF y su relación con el MQI.

En la **Tabla 11** se puede apreciar las características de los sujetos asociado a sus antecedentes antropométricos y de composición corporal.

**Tabla 11.** Características de los participantes.

<b>Variables</b>	<b>Media (DE)</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>
Edad (Años)	22.81 (2.13)	20.00	29.00
Peso (Kg)	64.75 (10.60)	48.30	88.00
Talla (Cm)	166.93 (10.60)	154.00	185.00
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	23.15 (2.48)	18.60	26.29
Sat O <sub>2</sub> (%)	97.37 (1.25)	95.00	99.00
Perímetro Cintura (cm)	79.32 (7.60)	67.50	99.00
PAS (mmHg)	114.93 (9.24)	102.00	134.00
PAD (mmHg)	67.06 (8.30)	56.00	82.00
Largo EEII (cm)	81.21 (4.79)	75.00	91.00
Tasa AEC	375.12 (7.10)	363.00	386.00
% Grasa Corporal	25.82 (9.00)	11.90	39.60
MME (Kg)	26.71 (6.01)	18.20	37.80
MM EEII (Kg)	14.88 (3.33)	9.80	21.00

IMC: Índice de Masa Corporal; PAS: Presión Arterial Sistólica; PAD: Presión Arterial Diastólica; EEII: Extremidad Inferior; AEC: Agua Extracelular; MME: Masa Muscular Esquelética.

En la **Tabla 12** se muestran los valores descriptivos generales tanto de hombres como mujeres del tiempo del STS y el MQI además de los niveles de fuerza prensil tanto para la extremidad superior derecha e izquierda.

**Tabla 12.** Valores de fuerza prensil, índice de calidad muscular y capacidad funcional.

<b>Variables</b>	<b>Media (DE)</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>
STS (s)	6.06 (1.12)	4.43	7.80
MQI (W)	176.4 (50.8)	128.15	285.67
Fuerza Prensil D (Kg)	36.02 (9.96)	22.67	54.33
Fuerza Prensil I (Kg)	32.74 (9.44)	20.00	47.33

STS: Sit-to-Stand Test; MQI: Índice de Calidad Muscular; D: Derecha; I: izquierda.

La evaluación de la fuerza media durante la contracción concéntrica durante el STS solo encontró diferencias significativas en la carga de 5 kilos entre el test y el retest ( $p < 0.008$ , ES 0.42) con una magnitud del ES “pequeño”. Por otra parte, en la evaluación de la fuerza pico no se encontraron diferencias significativas entre el test y el retest para todas las cargas ( $p > 0.005$ ). La fiabilidad absoluta proporcionó una repetibilidad estable para los protocolos de fuerza media y fuerza pico, con un CV inferior al 10% en casi todos los casos, exceptuando la condición de 5 kilos en la fuerza media donde el CV fue de 10.67% **(Tabla 13)**.

La fiabilidad relativa fue “extremadamente alta” para la fuerza media en las condiciones de 10 kilos (ICC = 0.87) y 15 kilos (ICC = 0.99) y “alta” para la condición de 5 kilos (ICC = 0.87). Para la fuerza pico la fiabilidad relativa fue “extremadamente alta” en todas las condiciones (ICC = 0.98 – 0.99). La manifestación de la fuerza más fiable fue la fuerza pico a través de las 3 condiciones 5, 10 y 15 kilos (ICC= 0.98 – 0.99) **(Figura 6 y 7)**

**Tabla 13.** *Fiabilidad Test-Retest de la fuerza media y pico en el STS utilizando un Dinamómetro Electromecánico Funcional.*

	Condición	Test	Retest	Valor p	ES	CV (95% IC)	ICC (95% IC)
<b>Fuerza Media</b>	5 kg	6.3 (1.7)	7.1 (1.9)	0.008	0.42	10.67 (7.88 -16.52)	0.87 (0.66 - 0.95)
	10 kg	10.9 (1.6)	10.8 (1.7)	0.728	-0.03	3.70 (2.73 - 5.72)	0.95 (0.86 - 0.98)
	15 kg	14,7 (2.5)	14.8 (2.4)	0.476	0.03	1.64 (1.21 - 2.54)	0.99 (0.98 - 1.00)
<b>Fuerza Pico</b>	5 kg	26.3 (10.8)	27.1 (10.3)	0.180	0.08	6.04 (4.46 - 9.35)	0.98 (0.94 - 0.99)
	10 kg	35.0 (11.3)	35.7 (10.8)	0.116	0.07	4.18 (2.88 - 7.63)	0.98 (0.94 - 0.99)
	15 kg	46.1 (17.1)	45.2 (16.6)	0.075	-0.06	3.02 (2.23 - 4.68)	0.99 (0.98 - 1.00)

DE: Desviación Estándar; ES: Tamaño del efecto (d de Cohen`s); CV: Coeficiente de Variación; ICC: Coeficiente de Correlación Intraclase; IC: 95% Intervalo de Confianza.

No se encontraron diferencias significativas en la evaluación de la velocidad media y pico entre el test y el retest utilizando el STS ( $p > 0.005$ ) para todas las condiciones. la mayor magnitud del ES fue 0.42 en la condición de 5 kilos en la velocidad media (**Tabla 14**).

La fiabilidad absoluta proporcionó una repetibilidad estable para los protocolos de velocidad media y pico, con un CV inferior al 10% en todos los casos. La fiabilidad relativa fue “Extremadamente alta” para la velocidad media en las condiciones de 5,10 y 15 kilos (ICC = 0.96-0.99). Para la fuerza pico la fiabilidad relativa fue “Extremadamente alta” en todas las condiciones (ICC = 0.99 - 1.00). La manifestación de la velocidad más fiable fue la velocidad pico a través de las 3 condiciones 5, 10 y 15 kilos (ICC= 0.99 - 1.00) (**Figura 8 y 9**).

**Tabla 14.** *Fiabilidad Test-Retest de la velocidad media y pico en el STS utilizando un Dinamómetro Electromecánico Funcional.*

	Condición	Test (DE)	Retest (DE)	Valor P	ES	CV (95% IC)	ICC (95% IC)
<b>Velocidad Media (cm/s)</b>	5 Kg	100.8 (13.9)	102.0 (14.0)	0.281	0.08	2.84 (2.10 – 4.40)	0.96 (0.90 – 0.99)
	10 Kg	95.8 (19.8)	95.9 (20.7)	0.800	0.01	1.80 (1.33 – 2.78)	0.99 (0.98 – 1.00)
	15 Kg	93.0 (22.0)	91.7 (23.6)	0.205	-0.06	3.11 (2.30 – 4.81)	0.99 (0.96 – 1.00)
<b>Velocidad Pico (cm/s)</b>	5 Kg	210.8 (34.3)	212.4 (33.6)	0.223	0.05	1.71 (1.26 – 2.65)	0.99 (0.97 – 1.00)
	10 Kg	199.5 (31.2)	200.0 (30.6)	0.385	0.02	0.74 (0.55 – 1.15)	1.00 (0.99 – 1.00)
	15 Kg	196.6 (34.7)	197.5 (34.7)	0.121	0.03	0.79 (0.59 – 1.23)	1.00 (1.00 – 1.00)

DE: Desviación Estándar; ES: Tamaño del efecto (d de Cohen's); CV: Coeficiente de Variación; ICC: Coeficiente de Correlación Intraclass; IC: 95% Intervalo de Confianza.

La fuerza media en su condición de 5 kilos se relaciono con el índice de calidad muscular de forma “baja” ( $r = 0.472$ ) y para la fuerza pico la condición de 15 kilos también con una correlación “baja” ( $r = 0.497$ ) lo que se aprecia en la **Tabla 15**.

**Tabla 15.** *Coeficiente de correlación de Pearson entre el MQI y la fuerza media y pico*

Índice de Calidad Muscular			
	Condición	r de Pearson	p valor
<b>Fuerza Media</b>	5 Kg	0.472	0.065
	10 kg	0.246	0.357
	15 Kg	0.452	0.079
<b>Fuerza Pico</b>	5 Kg	0.252	0.346
	10 kg	0.393	0.132
	15 Kg	0.497	0.050

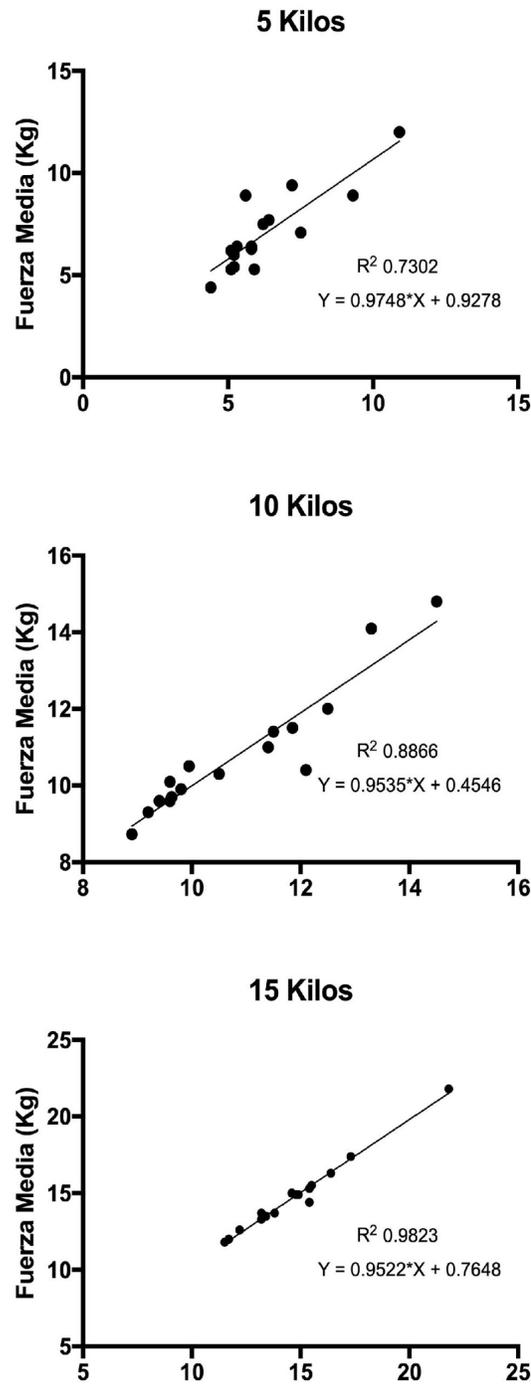
\*  $p < .05$ , \*\*  $p < .01$ , \*\*\*  $p < .001$

La velocidad media en su condición de 5 kilos obtuvo una correlación “moderada” con el índice de calidad muscular ( $r = 0.592$ ) y “alta” para la velocidad pico en la condición de 10 kilos ( $r = 0.732$ ), ver **Tabla 16**.

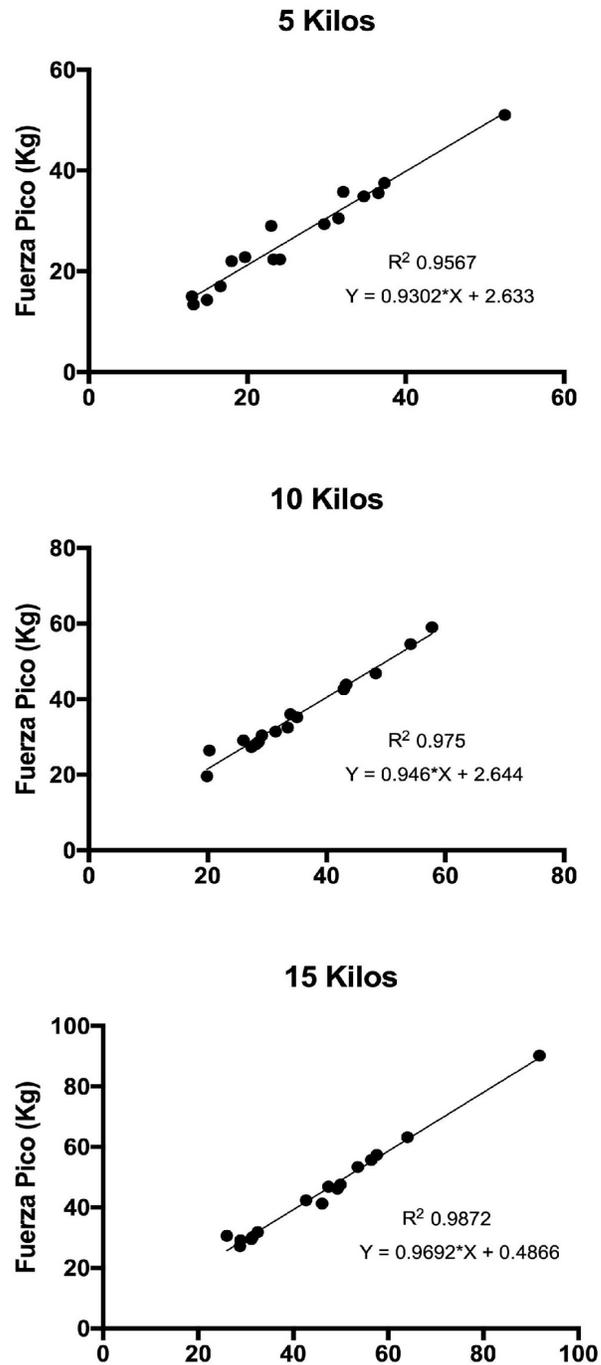
**Tabla 16.** Coeficiente de correlación de Pearson entre el MQI y la velocidad media y pico del STS

Índice de Calidad Muscular			
	Condición	r de Pearson	p valor
<b>Velocidad Media</b>	5 Kg	0.592*	0.016
	10 kg	0.512*	0.043
	15 Kg	0.529*	0.035
<b>Velocidad Pico</b>	5 Kg	0.514*	0.041
	10 kg	0.732**	0.001
	15 Kg	0.648**	0.007

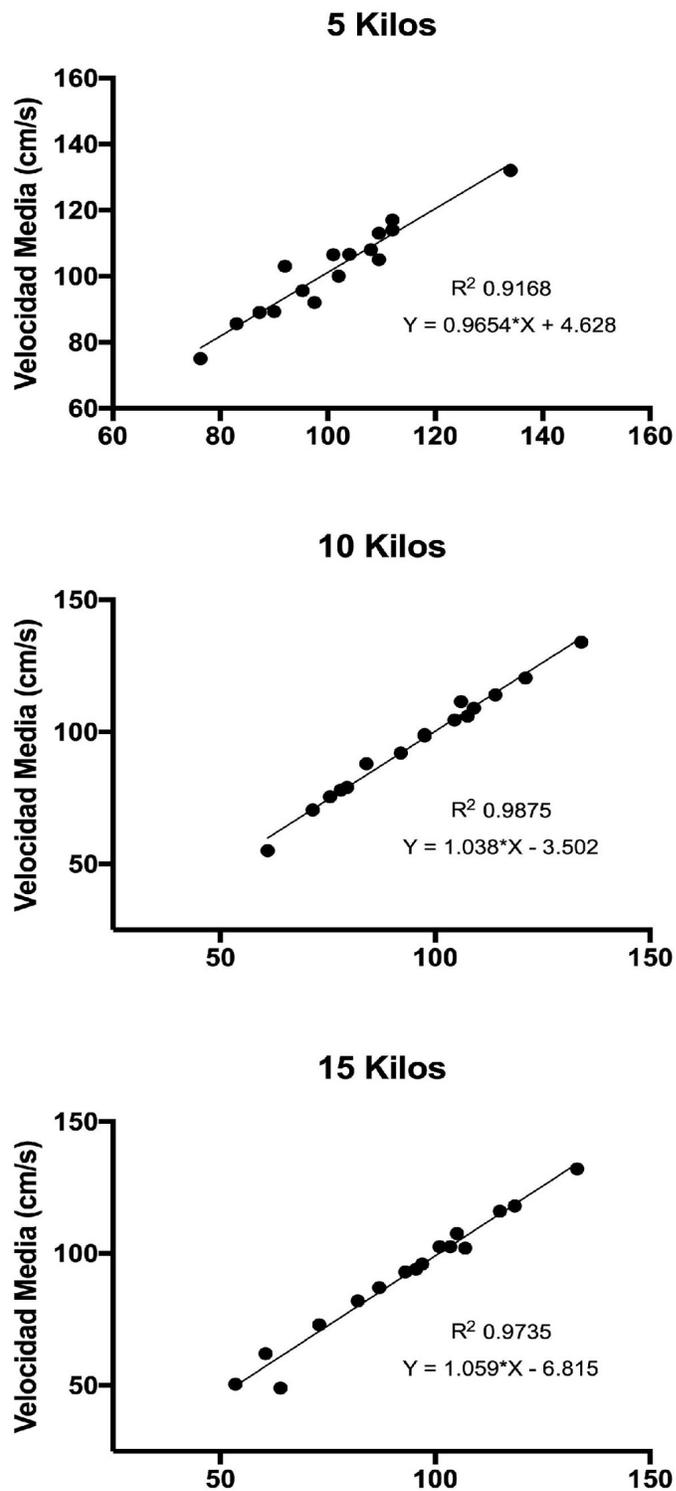
\*  $p < .05$ , \*\*  $p < .01$ , \*\*\*  $p < .001$



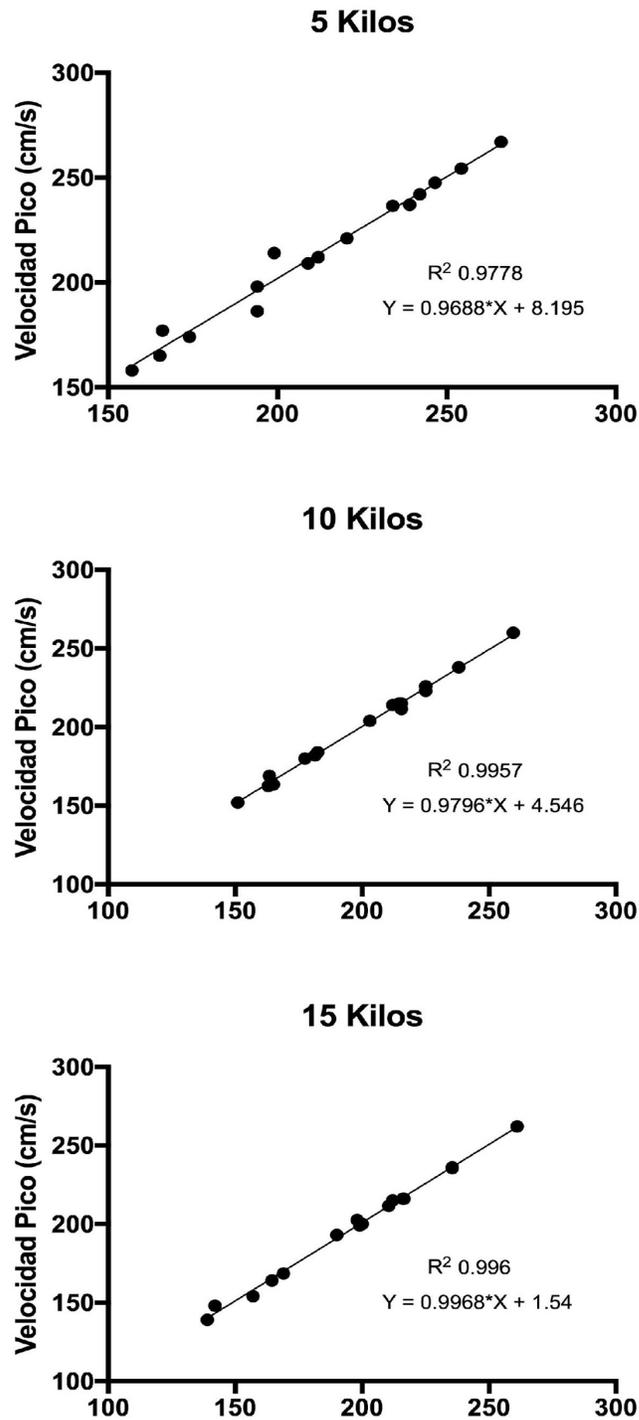
**Figura 6.** Correlaciones lineales entre el test y el retest para la fuerza media del STS en las condiciones de 5, 10 y 15 kilos respectivamente.



**Figura 7.** Correlaciones lineales entre el test y el re test para la fuerza pico del STS en las condiciones de 5, 10 y 15 kilos respectivamente.



**Figura 8.** Correlaciones lineales entre el test y el re test para la velocidad media del STS en las condiciones de 5, 10 y 15 kilos respectivamente.



**Figura 9.** Correlaciones lineales entre el test y el re test para la velocidad pico del STS en las condiciones de 5, 10 y 15 kilos respectivamente.

## 12.2 Comportamiento de la contracción concéntrica y excéntrica durante el STS en adultos jóvenes y su relación con el MQI, CF y MME.

Las características descriptivas de los participantes de ambos géneros se aprecian en la **Tabla 17**.

**Tabla 17.** Características de los participantes del estudio II.

<b>Variables</b>	<b>Media (DE)</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>
Edad (Años)	22.51 (1.7)	20.00	29.00
Peso (Kg)	64.67 (3.17)	48.30	88.00
Talla (Cm)	165.09 (9.52)	154.00	189.00
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	23.72 (3.17)	18.60	34.160
P. Cintura	79.77 (7.88)	67.00	99.00
PAS (mmHg)	118.06 (10.04)	99.00	134.00
PAD (mmHg)	69.93 (8.43)	54.00	85.00
Largo EEII (cm)	81.74 (5.66)	73.00	98.00
Tasa AEC	353.113 (91.15)	370.00	386.00
% Grasa Corporal	28.70 (9.61)	11.90	51.50
MME (Kg)	25.39 (5.44)	18.20	37.80
MM EEII (Kg)	14.100 (3.13)	9.60	21.30

IMC: Índice de Masa Corporal; PAS: Presión Arterial Sistólica; PAD: Presión Arterial Diastólica; EEII: Extremidad Inferior; AEC: Agua Extracelular; MME: Masa Muscular Esquelética.

En la **Tabla 18** se muestran los valores descriptivos generales tanto de hombres como mujeres del tiempo del STS y el MQI además de los niveles de fuerza prensil tanto para la extremidad superior derecha e izquierda.

**Tabla 18.** Valores de fuerza prensil, índice de calidad muscular y capacidad funcional.

<b>Variables</b>	<b>Media (DE)</b>	<b>Mínim o</b>	<b>Máxim o</b>
STS (s)	5.70 (1.10)	3.76	7.80
MQI (W)	186.74 (40.40)	128.15	285.67
Fuerza Prensil D (Kg)	34.13 (8.02)	22.67	54.33
Fuerza Prensil I (Kg)	31.31 (7.66)	20.00	47.33

STS: Sit-to-Stand Test; MQI: Índice de Calidad Muscular; D: Derecha; I: izquierda.

Al comparar los niveles de fuerza concéntrica y excéntrica existen diferencias significativas en las condiciones de 5 y 10 kilos para la fuerza media ( $p < 0.005$ ), siendo mayor los niveles de fuerza excéntrica en las 3 cargas. Por otra parte, el mayor déficit (con/exc) se encuentra en la condición de 10 kilos para la fuerza media (24%). En la fuerza pico existen diferencias significativas en las 3 cargas ( $p < 0.005$ ) siendo mayor la fuerza excéntrica que la concéntrica en las tres condiciones. el mayor déficit (con/exc) se encuentra en la condición de 10 kilos para la fuerza pico (35%) **(Tabla 19)**

**Tabla 19.** Valores de fuerza media y pico en las fases concéntrica y excéntrica del STS.

	Condición	F-Con (DE) Kg	F-Exc (DE) Kg	Valor de p	DEF % (Con/Exc)
<b>Fuerza Media</b>	5 Kg	6.79 (2.15)	7.93 (3.62)	0.021*	17%
	10 kg	10.41 (2.14)	12.92 (4.87)	< .001***	24%
	15 Kg	14.37 (2.14)	15.61 (4.43)	0.067	9%
<b>Fuerza Pico</b>	5 Kg	35.88 (14.55)	48.20 (26.73)	0.003**	34%
	10 Kg	46.92 (17.74)	63.28 (28.88)	< .001***	35%
	15 Kg	53.01 (15.37)	61.74 (23.68)	0.009**	16%

F-Con: Fuerza Concéntrica, F-Exc: Fuerza Excéntrica, DEF % (Con-Exc): Déficit concéntrico- excéntrico, DE: Desviación estándar. \*  $p < .05$ , \*\*  $p < .01$ , \*\*\*  $p < .001$

**Tabla 20.** Valores de velocidad media y pico en las fases concéntrica y excéntrica del Sit-to-Stand.

	Condición	V-Con (DE) Cm/s	V-Ecc (DE) Cm/s	Valor de p	DEV % (Con/Exc)
<b>Velocidad Media</b>	5 Kg	95.3 (18.3)	121.45 (25.59)	< .001***	27%
	10 kg	89.00 (18.25)	122.90 (22.06)	< .001***	38%
	15 Kg	86.57 (19.83)	119.42 (24.26)	< .001***	38%
<b>Velocidad Pico</b>	5 Kg	220.21 (31.96)	243.84 (34.67)	< .001***	11%
	10 kg	209.18 ( 33.42)	245.87 (30.50)	< .001***	18%
	15 Kg	204.12 (33.82)	237.39 (32.95)	< .001***	16%

V-Con: Velocidad Concéntrica, V-Ecc: Velocidad Excéntrica, DEV % (Con-Exc): Déficit concéntrico-excéntrico, DE: Desviación estándar. \*  $p < .05$ , \*\*  $p < .01$ , \*\*\*  $p < .001$

Al comparar los niveles de velocidad concéntrica y excéntrica existen diferencias significativas en las condiciones de 5, 10 y 15 kilos para la velocidad media ( $p < 0.001$ ), siendo mayor los niveles de velocidad excéntrica en las 3 cargas. Por otra parte, el mayor déficit (con/exc) se encuentra en la condición de 10 y 15 kilos para la velocidad media (38%). En la velocidad pico existen diferencias significativas en las 3 cargas ( $p < 0.001$ ) siendo mayor la fuerza excéntrica que la concéntrica en las tres condiciones. el mayor déficit (con/exc) se encuentra en la condición de 10 kilos para la velocidad pico (18%) **(Tabla 20).**

En la **Tabla 21** se puede apreciar las características de los participantes según género, los hombres presentan significativamente mayor peso corporal ( $p = 0.042$ ), talla ( $p < 0.001$ ), perímetro de cintura ( $p = 0.039$ ), masa muscular esquelética ( $p < 0.001$ ) y masa muscular

de extremidad inferior ( $p < 0.001$ ), por su parte las mujeres presentan un mayor porcentaje de grasa corporal ( $p < 0.001$ ) que los hombres.

Tabla 21. Características de los participantes según género.

Variables	Hombres			Mujeres			Valor p
	Media (DE)	Mín	Máx	Media (DE)	Mín	Máx	
Edad (Años)	22.36 (2.50)	20.00	29.00	22.59 (1.26)	20.00	24.00	0.729
Peso (Kg)	69.68 (10.68)	54.40	88.00	62.17 (8.97)	48.30	84.20	0.042*
Talla (Cm)	173.90 (9.82)	159.00	189.00	160.68 (5.58)	150.00	172.00	< .001
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	22.97 (2.34)	18.60	25.71	24.10 (3.50)	18.90	34.16	0.343
Perímetro Cintura (cm)	83.74 (7.11)	76.50	99.00	77.79 (7.62)	67.00	98.00	0.039
PAS (mmHg)	122.27 (7.28)	112.00	134.00	115.95 (10.69)	99.00	134.00	0.088
PAD (mmHg)	67.90 (9.49)	56.00	82.00	70.95 (7.88)	54.00	85.00	0.336
Largo EEII (cm)	84.00 (6.17)	75.00	95.50	80.61 (5.17)	73.00	98.00	0.106
Tasa AEC	337.30 (111.87)	370.00	381.00	361.01 (80.65)	370.00	386.00	0.490
% Grasa Corporal	19.49 (6.08)	11.90	28.40	33.30 (7.52)	19.40	51.50	< .001
MME (Kg)	31.50 (4.57)	24.40	37.80	22.33 (2.42)	18.20	27.50	< .001
MM EEII (Kg)	17.42 (2.82)	13.40	21.30	12.43 (1.58)	9.60	16.30	< .001

IMC: Índice de Masa Corporal; PAS: Presión Arterial Sistólica; PAD: Presión Arterial Diastólica; EEII: Extremidad Inferior; AEC: Agua Extracelular; MME: Masa Muscular Esquelética.

En el tiempo de ejecución del STS no existen diferencias significativas entre hombres y mujeres ( $p = 0.576$ ). a su vez, los hombres presentan un mayor MQI ( $p = 0.009$ ) y fuerza prensil derecha ( $p < .001$ ) e izquierda ( $p < .001$ ) (**Tabla 22**).

**Tabla 22.** Valores de fuerza prensil, índice de calidad muscular y capacidad funcional según género

Variables	Hombres			Mujeres			Valor p
	Media (DE)	Mín	Máy	Media (DE)	Mín	Máy	
STS (s)	5.55 (1.01)	4.14	7.41	5.78 (1.64)	3.76	7.80	0.576
MQI (W)	211.94 (45.62)	144.63	285.67	174.14 (31.58)	128.15	223.43	0.009
Fuerza Prensil D (Kg)	41.78 (8.03)	27.00	54.33	30.30 (4.62)	22.67	38.67	< .001
Fuerza Prensil I (Kg)	39.69 (6.26)	31.00	47.33	27.12 (3.94)	20.00	34.67	< .001

STS: Sit-to-Stand Test; MQI: Índice de Calidad Muscular; DE: Desviación Estándar; D: Derecha; I: Izquierda.

En los hombres existen diferencias significativas ( $p = 0.009$ ) en la fuerza media en la condición de 10 kilos entre la fuerza concéntrica y excéntrica del STS (**Tabla 23**). El mayor déficit con/exc es de un 38% a los 10 kilos (**Figura 10**).

En la fuerza pico, se presentan estas diferencias a los 5 kilos ( $p = 0.045$ ) y 10 kilos ( $p = 0.002$ ) (**Tabla 23**). El mayor déficit con/exc en la fuerza pico se produce a los 10 kilos (51%) (**Figura 11**).

**Tabla 23.** Valores de fuerza media y pico en las fases concéntrica y excéntrica del STS en hombres.

	Condición	F-Con (DE) Kg	F-Ecc (DE) Kg	Valor de p	DEF % (Con/Exc)
<b>Fuerza Media</b>	5 kg	7.70 (2.74)	10.00 (4.85)	0.054	30%
	10 kg	11.33 (3.13)	15.64 (6.59)	0.009	38%
	15 kg	15.96 (2.42)	17.38 (6.87)	0.422	9%
<b>Fuerza Pico</b>	5 kg	44.26 (20.14)	61.40 (32.05)	0.045	39%
	10 kg	52.50 (22.60)	79.41 (36.01)	0.002	51%
	15 Kg	64.91 (15.11)	69.28 (30.96)	0.499	7%

F-Con: Fuerza Concéntrica, F-Exc: Fuerza Excéntrica, DEF % (Con-Exc): Déficit concéntrico- excéntrico, DE: Desviación estándar. \* p < .05, \*\* p < .01, \*\*\* p < .001

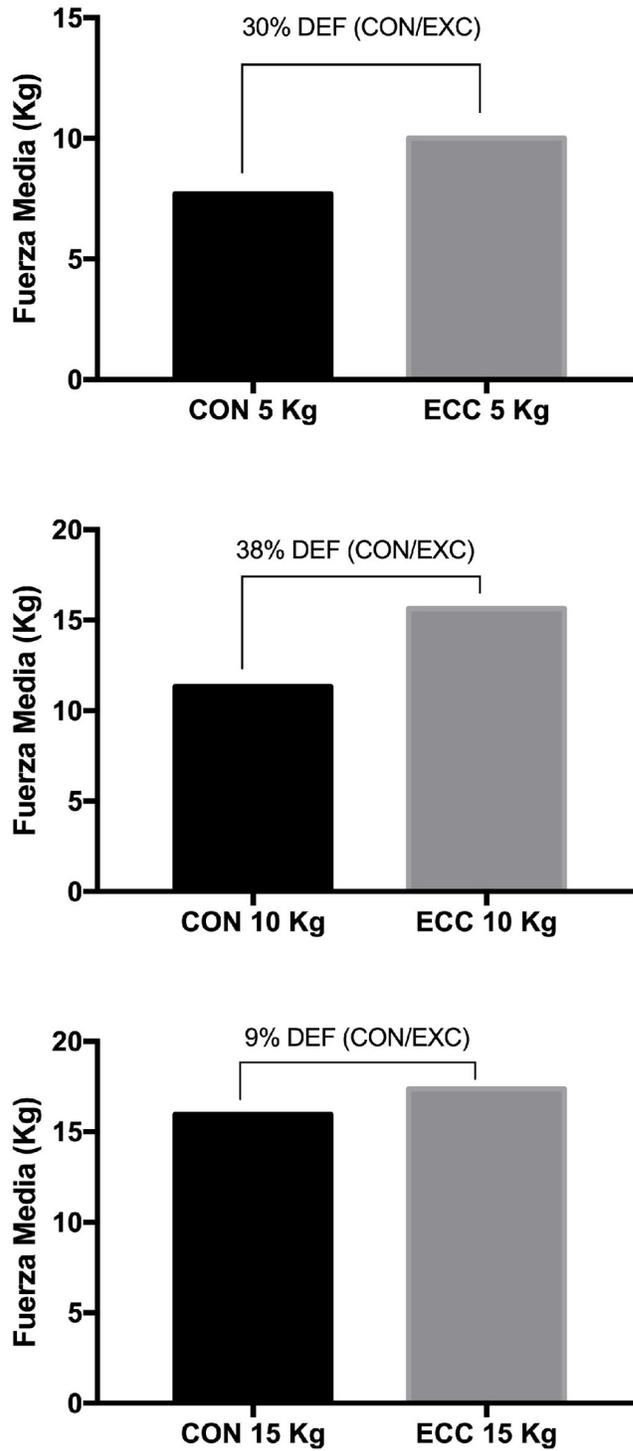


Figura 10. Déficit CON/EXC en la fuerza media en hombres realizando el STS.

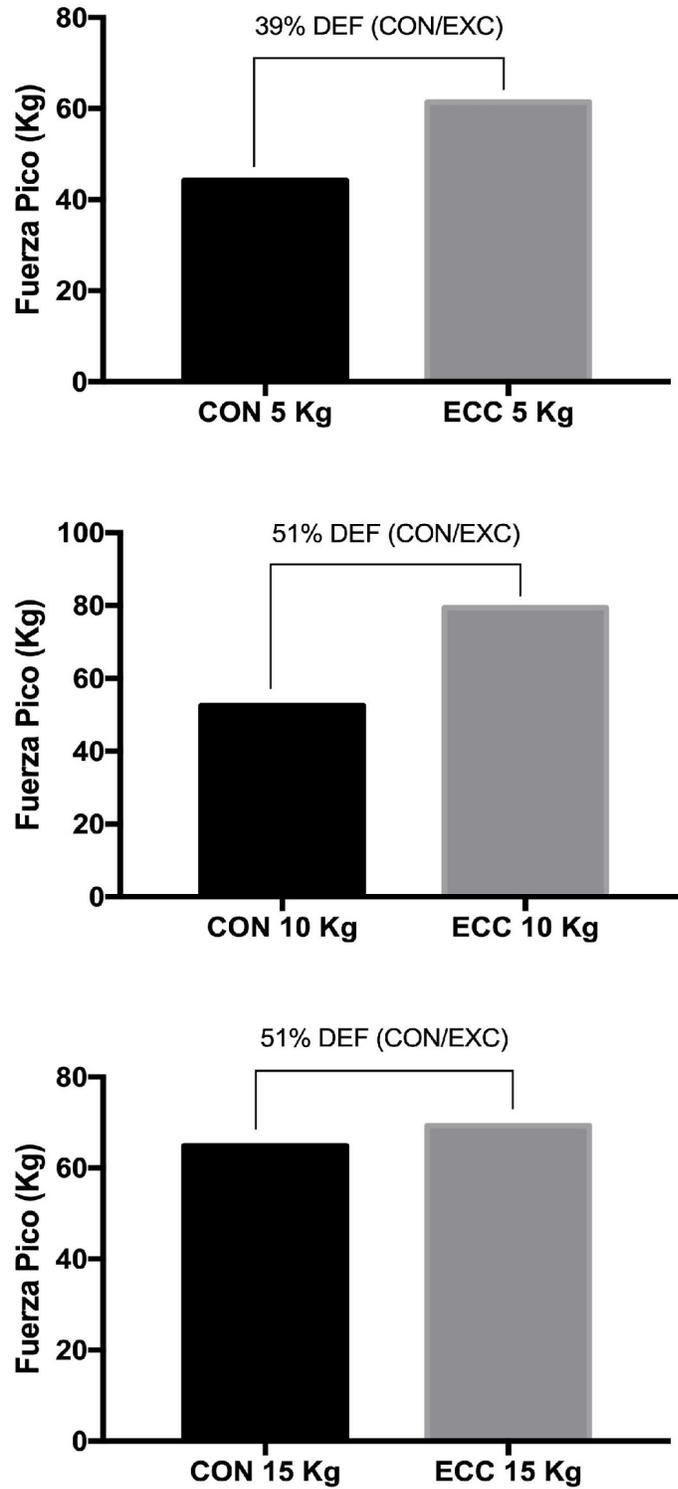


Figura 11. Déficit CON/EXC en la fuerza pico en hombres realizando el STS.

En los hombres existen diferencias significativas ( $p = < .001$ ) en la velocidad media en las tres condiciones entre la velocidad concéntrica y excéntrica del STS (**Tabla 24**). El mayor déficit con/exc es de un 33% a los 10 kilos (**Figura 12**).

En la velocidad pico, se presentan estas diferencias a los 5 kilos ( $p = 0.013$ ), 10 kilos ( $p = < .001$ ) y a los 15 kilos ( $p = 0.025$ ) (**Tabla 24**). El mayor déficit con/exc en la velocidad pico se produce a los 10 kilos (9%) (**Figura 13**).

**Tabla 24.** Valores de velocidad media y pico en las fases concéntrica y excéntrica del STS en hombres.

	Condición	V-Con (DE) Cm/s	V-Exc (DE) Cm/s	Valor de p	DEV % (Con/Exc)
<b>Velocidad Media</b>	5 Kg	110.72 (19.6)	142.36 (17.59)	< .001***	29%
	10 kg	105.18 (17.84)	139.90 (17.32)	< .001***	33%
	15 Kg	107.36 (13.75)	139.00 (16.15)	< .001***	29%
<b>Velocidad Pico</b>	5 Kg	251.27 (16.81)	267.27 (11.22)	0.013	6%
	10 kg	242.54 (14.48)	265.45 (10.58)	< .001***	9%
	15 Kg	241.63 (15.33)	258.72 (18.62)	0.025	7%

V-Con: Velocidad Concéntrica, V-Exc: Velocidad Excéntrica, DEV % (Con-Exc): Déficit concéntrico-excéntrico, DE: Desviación estándar. \*  $p < .05$ , \*\*  $p < .01$ , \*\*\*  $p < .001$

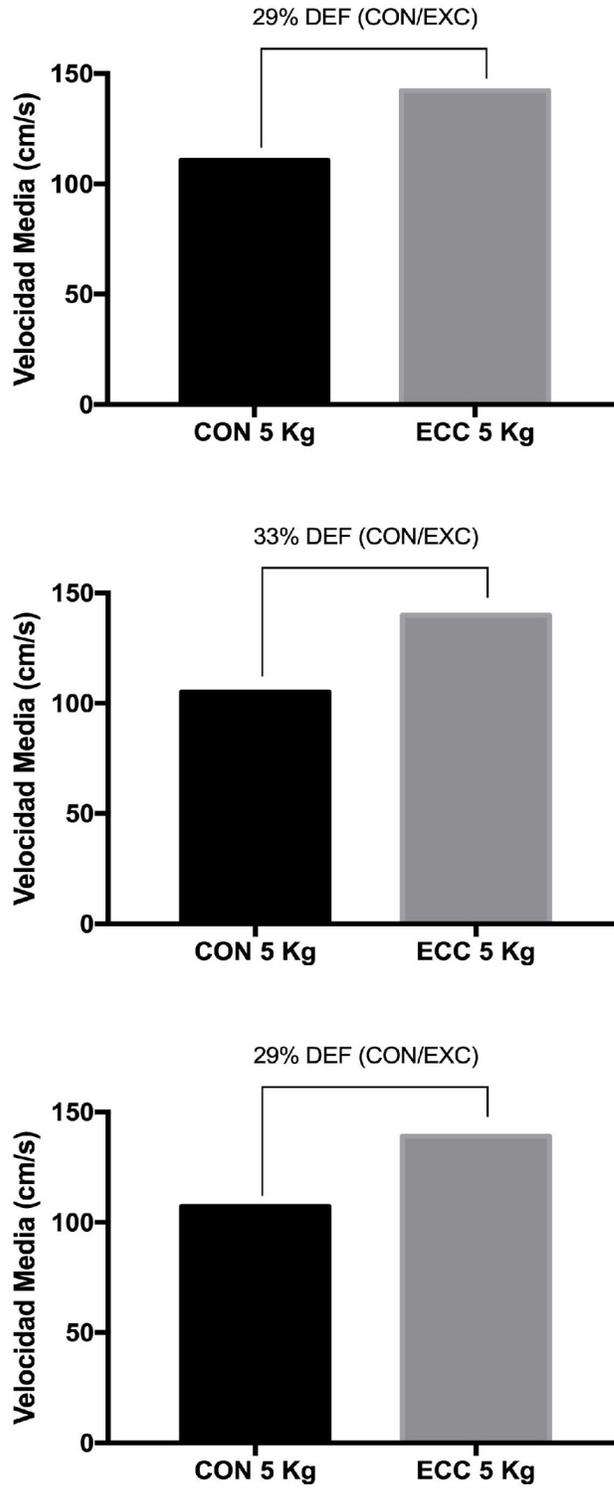


Figura 12. Déficit CON/EXC en la velocidad media en hombres realizando el STS.

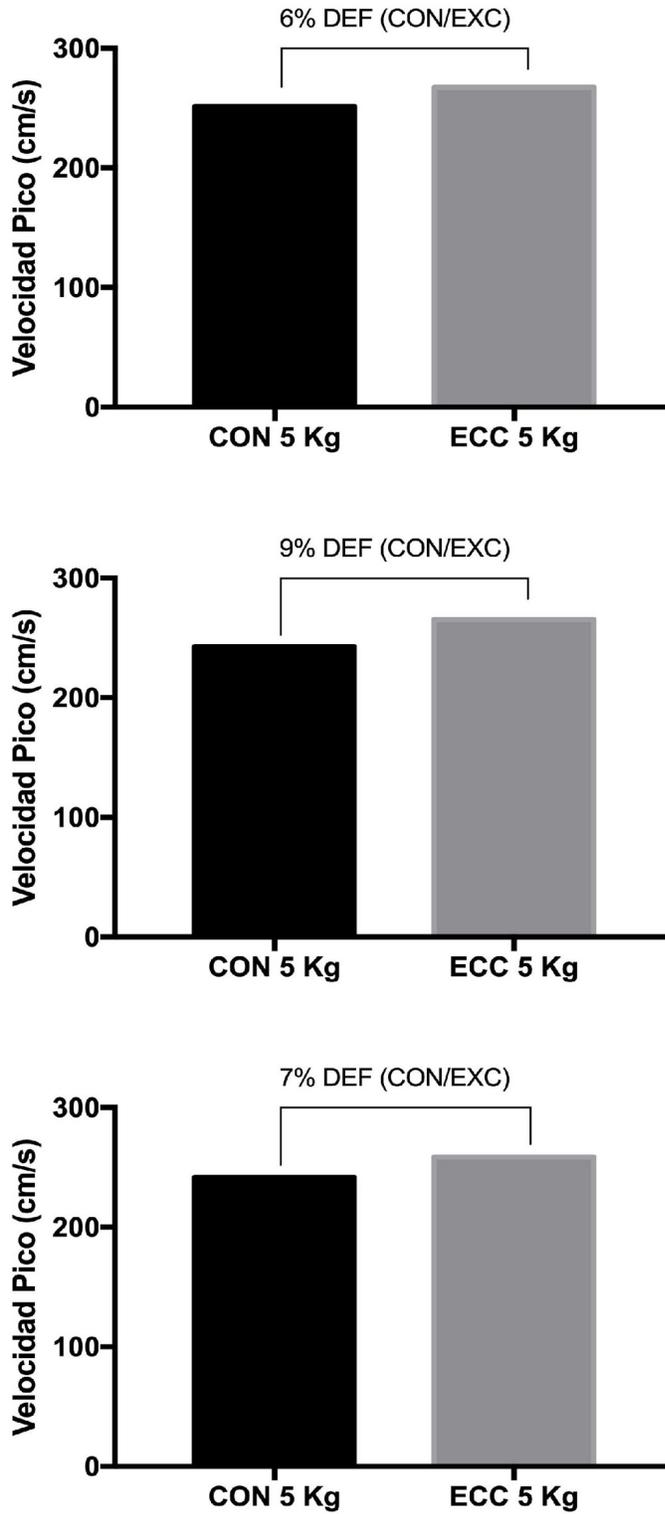


Figura 13. Déficit CON/EXC en la velocidad pico en hombres realizando el STS.

En las mujeres existen diferencias significativas ( $p = 0.017$ ) en la fuerza media en la condición de 10 kilos y de 15 kilos ( $p = 0.046$ ) entre la fuerza concéntrica y excéntrica del STS (**Tabla 25**). El mayor déficit con/exc es de un 16% a los 10 kilos (**Figura 14**).

En la fuerza pico, se presentan estas diferencias a los 5 kilos ( $p = 0.036$ ), 10 kilos ( $p = 0.004$ ) y 15 kilos ( $p = 0.006$ ) (**Tabla 25**). El mayor déficit con/exc en la fuerza pico se produce a los 5 kilos (31%) (**Figura 15**).

**Tabla 25.** Valores de fuerza media y pico en las fases concéntrica y excéntrica del Sit-to-Stand en mujeres.

	Condición	F-Con (DE) Kg	F-Exc (DE) Kg	Valor de p	DEF % (Con/Exc)
<b>Fuerza Media</b>	5 Kg	6.33 (1.68)	6.90 (2.33)	0.210	9%
	10 Kg	9.95 (1.28)	11.56 (3.19)	0.017	16%
	15 Kg	13.58 (1.49)	14.72 (2.24)	0.046	8%
<b>Fuerza Pico</b>	5 Kg	31.69 (8.63)	41.60 (21.51)	0.036	31%
	10 Kg	44.12 (14.55)	55.21 (21.19)	0.004	25%
	15 Kg	47.05 (11.83)	57.98 (18.81)	0.006	23%

F-Con: Fuerza Concéntrica, F-Exc: Fuerza Excéntrica, DEF % (Con-Exc): Déficit concéntrico- excéntrico, DE: Desviación estándar. \*  $p < .05$ , \*\*  $p < .01$ , \*\*\*  $p < .001$

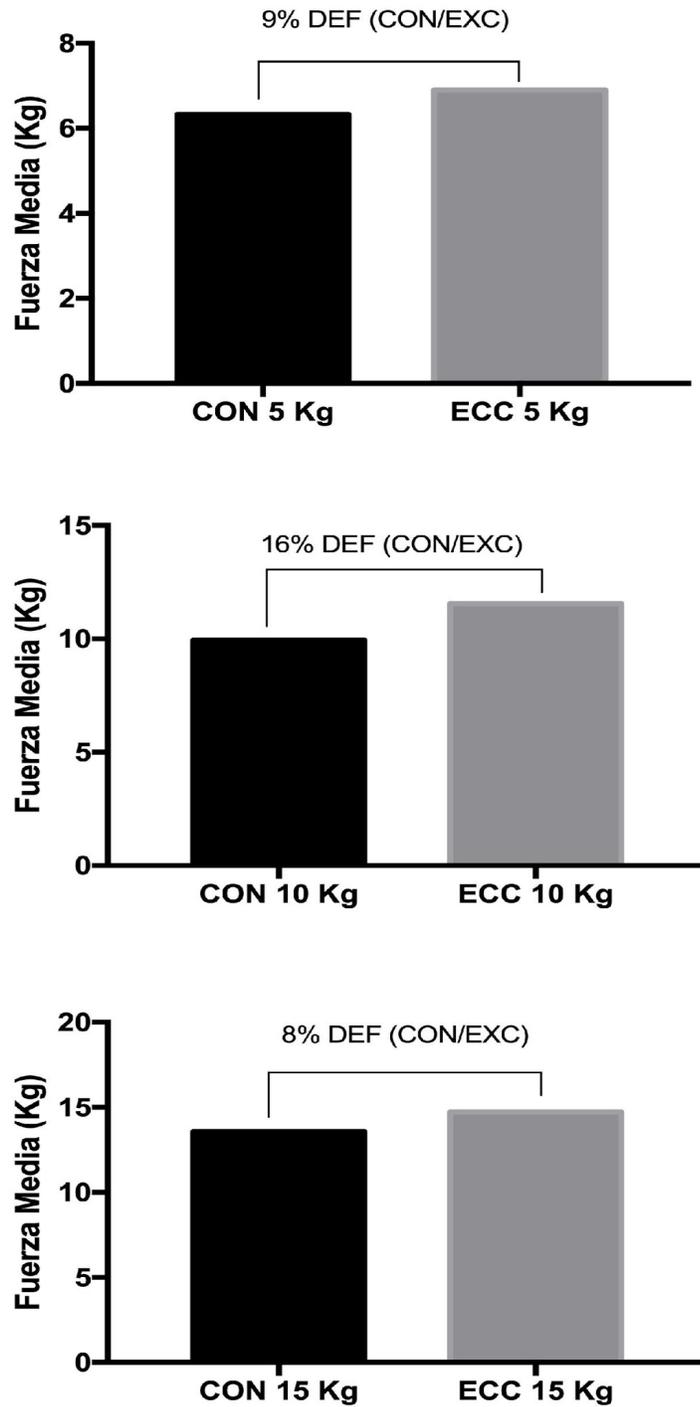


Figura 14. Déficit CON/EXC en la fuerza media en mujeres realizando el STS.

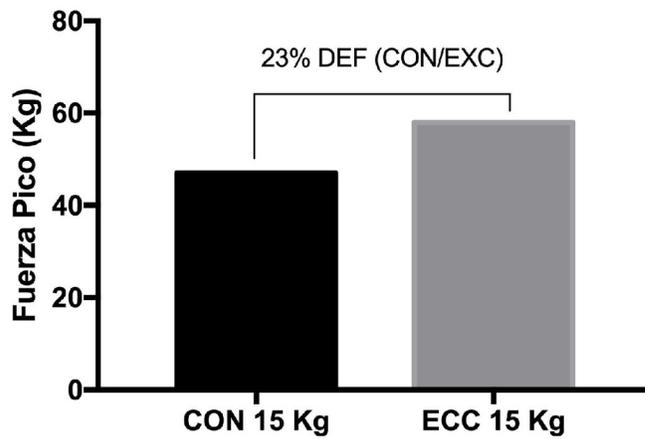
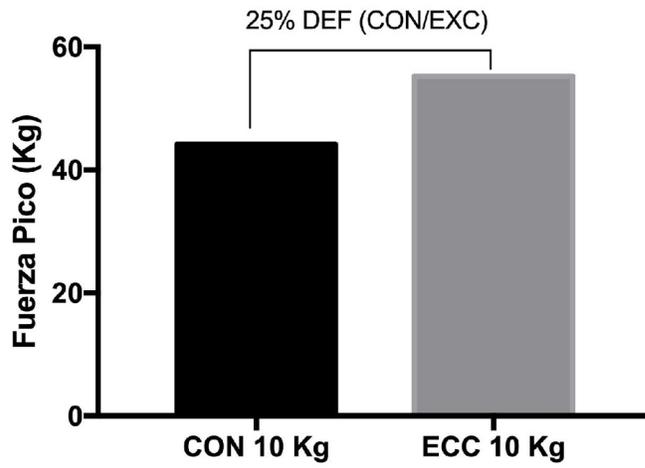
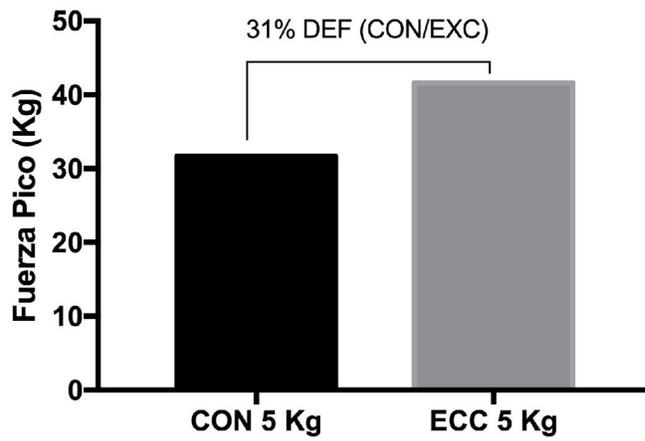


Figura 15. Déficit CON/EXC en la fuerza pico en mujeres realizando el STS.

En las mujeres existen diferencias significativas ( $p = < .001$ ) en la velocidad media en las tres condiciones entre la velocidad concéntrica y excéntrica del STS (**Tabla 26**). El mayor déficit con/exc es de un 44% a los 15 kilos (**Figura 16**).

En la velocidad pico, se presentan estas diferencias a los 5 kilos ( $p = < .001$ ), 10 kilos ( $p = < .001$ ) y a los 15 kilos ( $p = < .001$ ) (**Tabla 26**). El mayor déficit con/exc en la velocidad pico se produce a los 10 kilos (23%) (**Figura 17**).

**Tabla 26.** Valores de velocidad media y pico en las fases concéntrica y excéntrica del STS en mujeres.

	Condición	V-Con (DE) cm/s	V-Exc (DE) cm/s	Valor de p	DEV % (Con/Exc)
<b>Velocidad Media</b>	5 Kg	87.59 (11.95)	111.00 (22.52)	< .001***	27%
	10 Kg	80.90 (12.26)	114.40 (19.28)	< .001***	41%
	15 Kg	76.18 (13.02)	109.63 (21.72)	< .001***	44%
<b>Velocidad Pico</b>	5 Kg	204.18 (24.79)	232.13 (36.61)	< .001***	13%
	10 Kg	192.50 (26.97)	236.09 (32.60)	< .001***	23%
	15 Kg	185.36 (22.93)	226.72 (33.64)	< .001***	22%

V-Con: Velocidad Concéntrica, V-Exc: Velocidad Excéntrica, DEV % (Con-Exc): Déficit concéntrico-excéntrico, DE: Desviación estándar. \*  $p < .05$ , \*\*  $p < .01$ , \*\*\*  $p < .001$

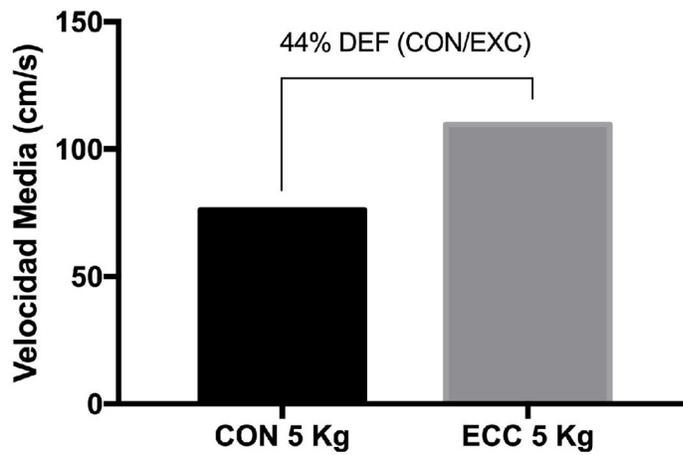
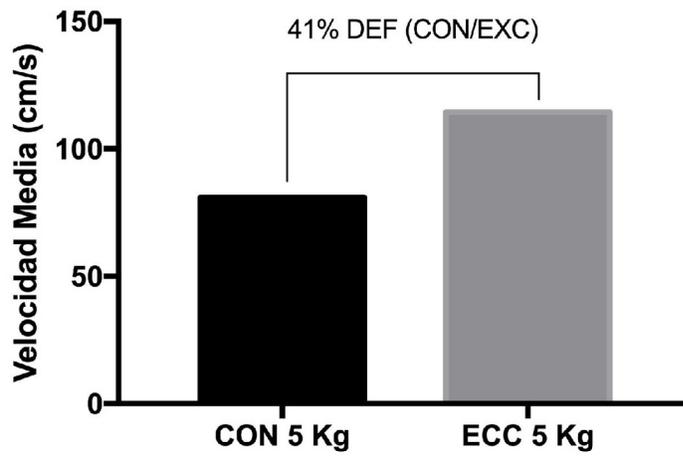
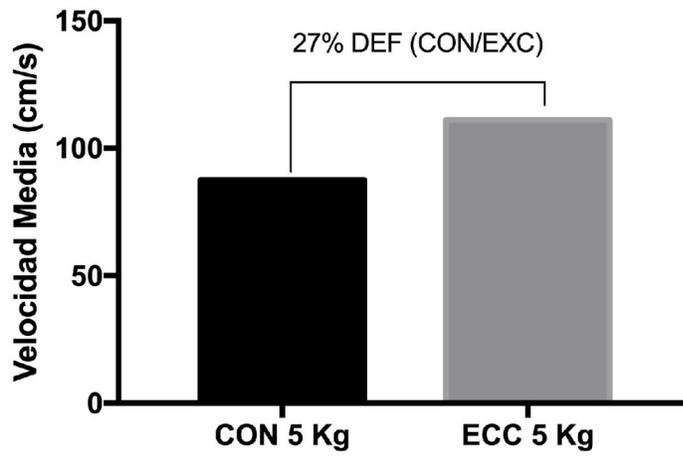


Figura 16. Déficit CON/EXC en la velocidad media en mujeres realizando el STS.

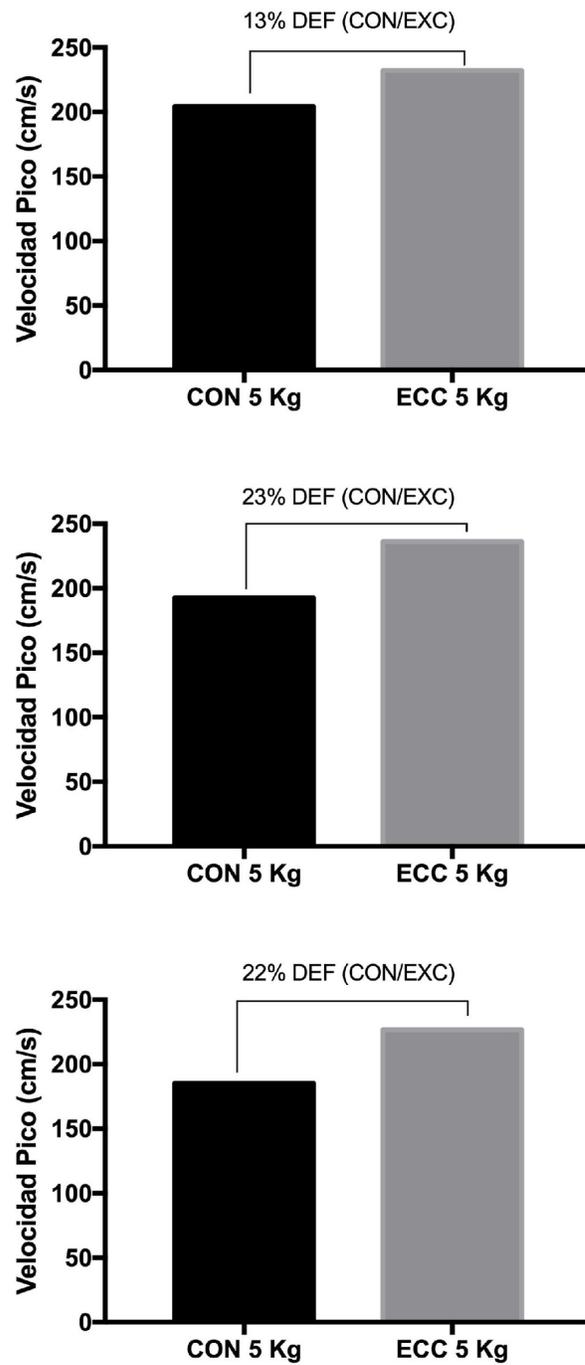


Figura 17. Déficit CON/EXC en la velocidad pico en mujeres realizando el STS.

En hombres solo existen correlaciones “moderadas” entre la fuerza pico de 10 kilos en su fase concéntrica ( $r = 0.531$ ) y excéntrica ( $r = 0.565$ ) con el índice de calidad muscular (**Tabla 27**).

**Tabla 27.** Coeficiente de correlación de Pearson entre el MQI y la fuerza media y pico del STS en hombres.

		Índice de Calidad Muscular		
Condición		r de Pearson	p valor	
<b>Fuerza Media</b>	5 Kg	Con	0.293	0.382
		Exc	0.220	0.516
	10 Kg	Con	0.181	0.594
		Exc	0.370	0.263
	15 Kg	Con	0.308	0.357
		Exc	0.482	0.134
<b>Fuerza Pico</b>	5 Kg	Con	0.102	0.765
		Exc	0.163	0.632
	10 Kg	Con	0.248	0.462
		Exc	0.310	0.354
	15 Kg	Con	0.531	0.093
		Exc	0.565	0.070

Con: Concéntrico; Exc: Excéntrico

En la velocidad media encontramos correlaciones “moderadas” entre la condición de 5 kilos concéntrica ( $r = 0.608$ ) y excéntrica ( $r = 0.680$ ) con el índice de calidad muscular (**Tabla 28**).

Además, la velocidad pico se relaciona de forma “moderada” con la fase concéntrica en 5 kilos ( $r = 0.577$ ) y 10 kilos ( $0.553$ ) y la fase excéntrica en 15 kilos ( $0.583$ ) (**Tabla 28**).

**Tabla 28.** Coeficiente de correlación de Pearson entre el MQI y la velocidad media y pico del STS en hombres.

		Índice de Calidad Muscular		
Condición		r de Pearson	p valor	
<b>Velocidad Media</b>	5 Kg	Con	0.608*	0.047
		Exc	0.680*	0.021
	10 Kg	Con	0.222	0.511
		Exc	0.393	0.232
	15 Kg	Con	0.290	0.388
		Exc	0.341	0.304
<b>Velocidad Pico</b>	5 Kg	Con	0.577	0.063
		Exc	0.492	0.124
	10 Kg	Con	0.553	0.078
		Exc	0.395	0.230
	15 Kg	Con	0.466	0.148
		Exc	0.583	0.060

Con: Concéntrico; Exc: Excéntrico

Por otra parte, en las mujeres solo se aprecia una correlación “moderada” ( $r = 0.601$ ) en la fuerza pico de la condición de 5 kilos en la fase concéntrica y el MQI (**Tabla 29**).

**Tabla 29.** Coeficiente de correlación de Pearson entre el MQI y la fuerza media y pico del STS en mujeres.

		Índice de Calidad Muscular		
Condición		r de Pearson	p valor	
<b>Fuerza Media</b>	5 Kg	Con	0.328	0.136
		Exc	-0.010	0.964
	10 Kg	Con	-0.020	0.928
		Exc	0.078	0.731
	15 Kg	Con	0.219	0.327
		Exc	-0.130	0.563
<b>Fuerza Pico</b>	5 Kg	Con	0.601	0.003
		Exc	-0.053	0.814
	10 Kg	Con	0.227	0.309
		Exc	0.192	0.391
	15 Kg	Con	0.167	0.458
		Exc	0.127	0.574

Con: Concéntrico; Exc: Excéntrico

La condición de 10 kilos en su fase excéntrica se relaciona de forma “moderada” ( $r = 0.516$ ) con el índice de calidad muscular (**Tabla 30**)

**Tabla 30.** Coeficiente de correlación de Pearson entre el MQI y la velocidad media y pico del STS en mujeres.

		Índice de Calidad Muscular		
Condición		r de Pearson	p valor	
<b>Velocidad Media</b>	5 Kg	Con	0.282	0.204
		Exc	0.449	0.036
	10 Kg	Con	0.101	0.654
		Exc	0.516	0.014
	15 Kg	Con	0.431	0.045
		Exc	0.406	0.061
<b>Velocidad Pico</b>	5 Kg	Con	0.123	0.587
		Exc	0.198	0.378
	10 Kg	Con	0.159	0.478
		Exc	0.302	0.172
	15 Kg	Con	0.229	0.305
		Exc	0.325	0.140

Con: Concéntrico; Exc: Excéntrico

En términos generales, el MQI se relaciona de forma “moderada” con la masa muscular esquelética de extremidad inferior ( $r = 0.562$ ) y masa muscular esquelética ( $r = 0.611$ ). No se observan relaciones importantes entre el tiempo del STS y la masa muscular esquelética y de extremidad inferior (**Tabla 31**).

**Tabla 31.** Coeficiente de correlación de Pearson entre el MQI, el tiempo del STS y la masa muscular de piernas y esquelética en hombres y mujeres.

		r de Pearson	p valor
MQI (W)	STS (s)	-0.489	0.004**
MQI (W)	MM EEII (Kg)	0.562	< .001***
MQI (W)	MME (Kg)	0.611	< .001***
STS (s)	MM EEII (Kg)	0.137	0.446
STS (s)	MME (Kg)	0.051	0.776

EEII: Extremidad Inferior; MME: Masa Muscular Esquelética; STS: Sit-to-Stand Test; MQI: Índice de Calidad Muscular \*  $p < .05$ , \*\*  $p < .01$ , \*\*\*  $p < .001$

En hombres, el MQI se relaciona de forma “moderada” con la masa muscular esquelética de extremidad inferior ( $r = 0.606$ ) y masa muscular esquelética ( $r = 0.632$ ) (**Tabla 32**).

**Tabla 32.** Coeficiente de correlación de Pearson entre el MQI, el tiempo del STS y la masa muscular de piernas y esquelética en hombres.

		r de Pearson	p valor
MQI (W)	STS (s)	-0.463	0.151
MQI (W)	MM EEII (Kg)	0.606	0.048*
MQI (W)	MME (Kg)	0.632	0.037*
STS (s)	MM EEII (Kg)	0.300	0.369
STS (s)	MME (Kg)	0.288	0.390

EEII: Extremidad Inferior; MME: Masa Muscular Esquelética; STS: Sit-to-Stand Test;  
MQI: Índice de Calidad Muscular \*  $p < .05$ , \*\*  $p < .01$ , \*\*\*  $p < .001$

En mujeres, el MQI se relaciona de forma “moderada” con el tiempo del STS ( $r = -0.543$ ) (**Tabla 33**).

**Tabla 33.** Coeficiente de correlación de Pearson entre el MQI, el tiempo del STS y la masa muscular de piernas y esquelética en mujeres.

		r de Pearson	p valor
MQI (W)	STS (s)	-0.543	0.009**
MQI (W)	MM EEII (Kg)	0.108	0.633
MQI (W)	MME (Kg)	0.275	0.216
STS (s)	MM EEII (Kg)	0.393	0.071
STS (s)	MME (Kg)	0.206	0.358

EEII: Extremidad Inferior; MME: Masa Muscular Esquelética; STS: Sit-to-Stand Test;  
MQI: Índice de Calidad Muscular \*  $p < .05$ , \*\*  $p < .01$ , \*\*\*  $p < .001$

### 12.3 Comportamiento del MQI y fuerza isométrica en mujeres jóvenes y adultas mayores.

Las mujeres mayores tenían sobrepeso (<0.001) y la masa grasa era más alta que los adultos jóvenes (<0.001) (**Tabla 34**)

**Tabla 34.** Características de los participantes del estudio III

	<b>Adulta Mayor</b> (n = 28)	<b>Adulta Joven</b> (n = 20)	Sig.
Edad (años)	66.21 ± 5.55	21.15 ± 2.18	< 0.001***
Estatura (cm)	158.36 ± 6.00	160.81 ± 4.50	< 0.001***
Masa Corporal (kg)	70.23 ± 11.18	55.01 ± 6.17	0.128
Masa Grasa (kg)	24.00 ± 7.86	14.05 ± 5.14	< 0.001***
Masa libre de grasa (kg)	42.95 ± 4.17	43.96 ± 6.73	0.554
IMC (kg · m <sup>-2</sup> )	28.14 ± 5.16	21.26 ± 1.88	< 0.001***
Longitud de Extremidad (m)	79.52 ± 5.04	78.42 ± 3.31	0.397

Los valores son presentados como media ± DE.

La significancia estadística fue establecida como  $p < 0.05$ . \*  $p < 0.05$ . \*\*  $p < 0.01$ . \*\*\*  $p < 0.001$ .

Las mujeres mayores presentaron una fuerza isométrica baja en la flexión de cadera, extensión y rotación interna, independiente del método de normalización de la fuerza isométrica máxima. (<0.001). El PF (N) ( $p = 0.024$ , ES = -0.06) y el PF / FFM ( $p = 0.035$ , ES = -0.63) de los abductores de cadera fue mayor en las mujeres mayores. A su vez, los aductores de cadera en mujeres mayores tienen un PF más alto (N) ( $p = <0.001$ , ES = -1.03), PF / FFM ( $p = 0.002$ , ES = -0.94), PF/BM<sup>0.335</sup> ( $p = 0.007$ , ES = -0.82), resultados similares se muestran en los rotadores internos de cadera de mujeres mayores con un mayor PF (N) ( $p = 0.002$ , ES = -0.94), PF / FFM ( $p = 0.005$ , ES = -0.85), PF / BM<sup>0.335</sup> ( $p = 0.013$ , ES = -0.75) (**Tabla 35**).

**Tabla 35.** Comparación de la fuerza de cadera entre los grupos.

Fuerza	Adultas Mayores (n = 28)	Adultas Jóvenes (n = 20)	Sig.	Tamaño del efecto (Cohen's d)	Magnitud (Cohen's d)
<b>Extensión de Cadera</b>					
PF (N)	217.39 ± 58.21	357.90 ± 97.57	< 0.001***	1.82	Grande
PF/BM	3.14 ± 0.86	6.59 ± 2.02	< 0.001***	2.36	Grande
PF/FFM	5.10 ± 1.76	8.38 ± 2.36	< 0.001***	1.60	Grande
PF/BM <sup>0,335</sup>	52.45 ± 13.63	93.81 ± 26.33	< 0.001***	2.07	Grande
<b>Flexión de Cadera</b>					
PF (N)	308.24 ± 118.26	430.30 ± 61.78	< 0.001***	1.23	Grande
PF/BM	4.43 ± 1.49	7.90 ± 1.36	< 0.001***	2.40	Grande
PF/FFM	14.20 ± 6.88	34.24 ± 12.16	< 0.001***	2.12	Grande
PF/BM <sup>0,335</sup>	74.19 ± 26.56	112.63 ± 16.54	< 0.001***	1.67	Grande
<b>Abducción de Cadera</b>					
PF (N)	232.13 ± 67.73	191.75 ± 44.74	0.024*	-0.06	Insignificante
PF/BM	3.39 ± 1.13	3.51 ± 0.85	0.706	0.11	Insignificante
PF/FFM	5.42 ± 1.79	4.46 ± 0.99	0.035*	-0.63	Moderada
PF/BM <sup>0,335</sup>	56.20 ± 16.34	50.14 ± 11.62	0.162	-0.41	Pequeña
<b>Aducción de Cadera</b>					
PF (N)	190.32 ± 75.54	128.35 ± 23.48	< 0.001***	-1.03	Grande
PF/BM	2.85 ± 1.38	2.37 ± 0.52	0.144	-0.43	Pequeña
PF/FFM	4.49 ± 1.97	3.019 ± 0.63	0.002**	-0.94	Grande
PF/BM <sup>0,335</sup>	46.47 ± 19.52	33.65 ± 6.48	0.007**	-0.82	Grande
<b>Rotación Externa de Cadera</b>					
PF (N)	107 ± 32.88	178.60 ± 103.45	0.001**	0.99	Grande
PF/BM	1.54 ± 0.39	3.30 ± 2.03	< 0.001***	1.31	Grande
PF/FFM	2.47 ± 0.70	4.19 ± 2.52	0.001**	1.00	Grande
PF/BM <sup>0,335</sup>	25.84 ± 7.17	46.87 ± 27.64	< 0.001***	1.13	Grande
<b>Rotación interna de Cadera</b>					
PF (N)	247.80 ± 104.24	170.40 ± 30.69	0.002**	-0.94	Grande
PF/BM	3.65 ± 1.69	3.14 ± 0.72	0.214	-0.36	Pequeña
PF/FFM	5.83 ± 2.66	4.01 ± 0.88	0.005**	-0.85	Grande
PF/BM <sup>0,335</sup>	60.20 ± 25.85	44.70 ± 8.66	0.013*	-0.75	Moderada

PF = Pico de Fuerza (N); PF/BM = normalizado por masa corporal; PF/FFM = normalizado por masa libre de grasa; PF/BM<sup>0,335</sup> = Normalizado por Bazett-Jones et al. (2011).

Los valores son presentados como media ± DE. La significancia estadística fue establecida como p < 0.05.

\* p < 0.05. \*\* p < 0.01. \*\*\* p < 0.001.

No se encontraron diferencias en el índice de calidad muscular MQI entre los dos grupos,  $p = 0.443$ ,  $ES = 0.22$ ), mientras que el tiempo en el STS fue diferente entre los grupos ( $p = <0.001$ ,  $ES = -1.79$ ) (**Tabla 36**).

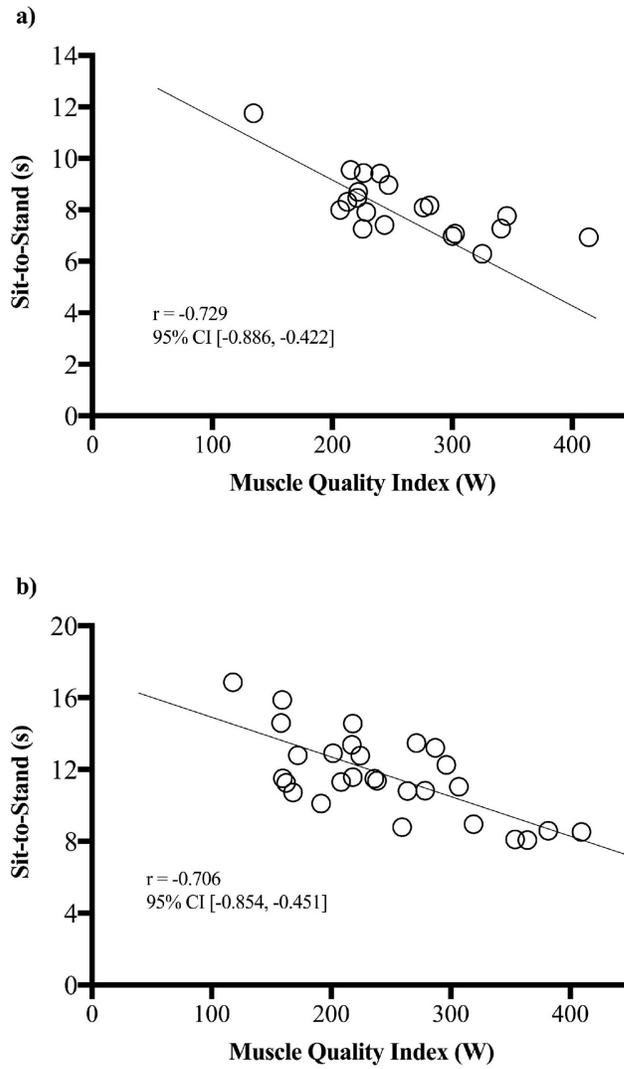
**Tabla 36.** Comparación del índice de calidad muscular y el STS entre los grupos

	Adultas Mayores (n = 28)	Adultas Jóvenes (n = 20)	Sig.	Tamaño del efecto (Cohen's d)	Magnitud (Cohen's d)
MQI (W)	244.39 ± 75.29	260.36 ± 63.2	0.443	0.22	Pequeño
STS (s)	11.63 ± 2.28	8.18 ± 1.23	< 0.001***	-1.79	Grande

MQI = Índice de Calidad Muscular. Los valores son presentados como media ± DE. La significancia estadística fue establecida como  $p < 0.05$ . \*  $p < 0.05$ . \*\*  $p < 0.01$ . \*\*\*  $p < 0.001$ .

El índice de calidad muscular se correlacionó de forma "alta" con el tiempo en el STS ( $r = -0.706$ ,  $p = <0.001$ ), ( $r = -0.729$ ,  $p = <0.001$ ), en el grupo de mujeres mayores y menores respectivamente (**Figura 18 a y b**).

En mujeres adultas mayores, el índice de calidad muscular sólo se correlacionó de forma "moderada" con el PF en la extensión de la cadera ( $r = 0.556$ ,  $p = 0.002$ ) y "bajo" con el PF/BM<sup>0.335</sup> ( $r = 0.461$ ,  $p = 0.013$ ). Por otro lado, en la flexión de la cadera y en la rotación interna, el PF se correlacionó de manera "baja" ( $r = 0.376$ ,  $p = 0.048$ ), ( $r = 0.379$ ,  $p = 0.046$ ) respectivamente (**Tabla 37**).



**Figura 18.** (a) Relación entre el MQI y el tiempo del STS en mujeres adultas mayores (b) adultas jóvenes

**Tabla 37.** Coeficiente de correlación de Pearson entre el índice de calidad muscular y la fuerza normalizada de cadera.

Variables	Adultas Mayores (n = 28)	Adultas Jóvenes (n = 20)		
<b>Índice de Calidad Muscular (MQI)</b>				
<b>Extensión de Cadera</b>		p valor		p valor
PF (N)	0.556*	0.002	-0.173	0.465
PF/BM	0.213	0.275	-0.355	0.123
PF/FFM	0.300	0.119	-0.383	0.095
PF/BM <sup>0,335</sup>	0.461*	0.013	-0.243	0.301
<b>Flexión de Cadera</b>				
PF (N)	0.376*	0.048	0.266	0.255
PF/BM	0.141	0.471	-0.172	0.466
PF/FFM	-0.096	0.623	0.019	0.935
PF/BM <sup>0,335</sup>	0.316	0.100	0.102	0.666
<b>Abducción de Cadera</b>				
PF (N)	0.265	0.172	0.309	0.183
PF/BM	-0.082	0.676	0.004	0.984
PF/FFM	0.095	0.627	0.024	0.919
PF/BM <sup>0,335</sup>	0.148	0.449	0.206	0.381
<b>Aducción de Cadera</b>				
PF (N)	0.217	0.267	-0.020	0.932
PF/BM	-0.027	0.890	-0.308	0.185
PF/FFM	0.109	0.577	-0.323	0.164
PF/BM <sup>0,335</sup>	0.127	0.517	-0.134	0.572
<b>Rotación externa de Cadera</b>				
PF (N)	0.350	0.067	0.092	0.699
PF/BM	0.046	0.813	-0.019	0.936
PF/FFM	0.220	0.260	-0.023	0.921
PF/BM <sup>0,335</sup>	0.274	0.157	0.052	0.852
<b>Rotación Interna de Cadera</b>				
PF (N)	0.379*	0.046	-0.105	0.658
PF/BM	0.142	0.468	-0.364	0.114
PF/FFM	0.260	0.179	-0.383	0.095
PF/BM <sup>0,335</sup>	0.301	0.119	-0.212	0.367

PF = Pico de Fuerza (N); PF/BM = normalizado por masa corporal; PF/FFM = normalizado por masa libre de grasa; PF/BM<sup>0,335</sup> = Normalizado por Bazett-Jones et al. (2011). Los valores son presentados como media  $\pm$  DE. La significancia estadística fue establecida como  $p < 0.05$ . \*  $p < 0.05$ . \*\*  $p < 0.01$ . \*\*\*  $p < 0.001$ .

## 12.4 MQI y fuerza isométrica en adultos mayores con OA de cadera.

En la **Tabla 38** se pueden visualizar las características antropométricas y de composición corporal de los participantes del estudio.

**Tabla 38.** Características descriptivas de los participantes del estudio IV

Variable	OA Media (DE) (n=14)	HYA Media (DE) (n=32)	HOA Media (DE) (n=18)
Edad (años)	65.6 (3.0)	20.7 (2.0)	66.6 (6.5)
Masa Corporal (kg)	76.3 (10.7)	59.0 (8.8)	67.8 (11.2)
Estatura (cm)	155.2 (8.9)	163.3 (6.6)	162.2 (4.3)
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	31.7 (4.3)	21.9 (2.1)	25.6 (3.6)
Masa Magra (kg)	44.2 (10.0)	48.6 (9.3)	43.3 (5.5)
Grasa Corporal (%)	24.2 (6.2)	11.5 (5.3)	24.4 (8.4)
Longitud de Extremidad (m)	0.76 (0.03)	0.79 (0.04)	0.81 (0.04)

MQI, Índice de calidad muscular; OA, Osteoartritis; HYA, Adulto Joven Saludable; HOA, Adulto Mayor Saludable; DE, Desviación Estándar.

El MQI es más bajo en sujetos con osteoartritis de cadera, con diferencias no significativas entre los grupos ( $p > 0.054$ ). El tiempo del STS fue más alto en sujetos con OA de cadera comparado con sujetos saludables y adultos mayores sin OA ( $p < 0.001$ ). Los sujetos con OA producen menos fuerza isométrica en extensión ( $p < 0.001$ ), flexión ( $p < 0.001$ ), abducción ( $p < 0.05$ ), aducción ( $p < 0.001$ ), externa ( $p < 0.05$ ) y rotación interna ( $p < 0.05$ ) de cadera comparado con los sujetos saludables y los adultos mayores sin OA.

La diferencia entre los grupos en el índice de calidad muscular, el STS y el pico de fuerza de la cadera se presenta en la **Tabla 39**.

**Tabla 39.** MQI, STS y pico de fuerza de la articulación de la cadera.

Variables	OA Media (DE) (n=14)	HYA Media (DE) (n=32)	HOA Media (DE) (n=18)	<i>p</i> valor	OA vs HYA <i>p</i> valor	HYA vs HOA <i>p</i> valor	OA vs HOA <i>p</i> valor
MQI (W)	232.9 (81.5)	296.1 (82.3)	262.2 (75.1)	<i>p</i> 0.054	0.056	0.362	0.595
STS (s)	12.8 (2.5)	7.8 (1.1)	10.9 (1.63)	<i>p</i> < 0.001	0.000***	0.000***	0.008**
PF Extensión (N)	193.7 (52.9)	385.5 (107.6)	227.2 (56.7)	<i>p</i> < 0.001	0.000***	0.000***	0.553
PF Flexión (N)	278.5 (96.2)	464.9 (104.0)	324.9 (125.4)	<i>p</i> < 0.001	0.000***	0.000***	0.493
PF Abducción (N)	197.9 (40.6)	214.0 (52.9)	255.1 (70.5)	<i>p</i> 0.012	0.670	0.054	0.022*
PF Aducción (N)	117.8 (20.1)	143.9 (32.7)	236.4 (58.4)	<i>p</i> < 0.001	0.132	0.000***	0.000***
PF Rotación Externa (N)	123.5 (36.4)	177.7 (84.8)	97.2 (21.9)	<i>p</i> < 0.001	0.036*	0.000***	0.516
PF Rotación interna (N)	159.4 (31.6)	174.7 (35.2)	300.5 (98.8)	<i>p</i> < 0.001	0.726	0.000***	0.000***

MQI, Índice de calidad muscular; OA, Osteoartritis; HYA, Adulto Joven Saludable; HOA, Adulto Mayor Saludable; DE, Desviación Estándar. La significancia estadística fue establecida como  $p < 0.05$ . \*  $p < 0.05$ . \*\*  $p < 0.01$ . \*\*\*  $p < 0.001$ .

Se encontró una correlación negativa “alta” entre MQI y el STS ( $r = -0.76$ ,  $p < 0.01$ ) y la fuerza máxima para la abducción de cadera ( $r = 0.78$ ,  $p < 0.01$ ). En el grupo de OA, se obtuvo una correlación “moderada” entre MQI y la fuerza máxima durante la flexión ( $r = 0.55$ ,  $p < 0.05$ ) y la rotación externa ( $r = 0.61$ ,  $p < 0.05$ ). No hubo correlación significativa entre la composición corporal y el MQI en sujetos con OA. Entre el grupo de adultos mayores sin OA, se encontró una correlación negativa “moderada” entre MQI y el STS ( $r = -0.51$ ,  $p < 0.05$ ), fuerza máxima en flexión ( $r = 0.53$ ,  $p < 0.05$ ) y variables de composición corporal, como porcentaje de grasa corporal ( $r = 0.63$ ,  $p < 0.01$ ) e IMC ( $r = 0.59$ ,  $p < 0.01$ ). En adultos jóvenes sanos hubo una “alta” correlación entre MQI y masa magra ( $r = 0.79$ ,  $p < 0.001$ ), por otro lado, la asociación entre MQI y STS ( $r = -0.62$ ,  $p < 0.001$ ), el pico de flexión ( $r = 0.55$ ,  $p < 0.001$ ) y la fuerza de abducción ( $r = 0.50$ ,  $p < 0.01$ ), así como con el IMC

( $r = 0.54$ ,  $p < 0.01$ ) es “moderada” y con el pico de fuerza de aducción ( $r = 0.39$ ,  $p < 0.05$ )

(Tabla 40).

**Tabla 40.** Coeficiente de Correlación de Pearson entre el MQI y el pico de fuerza de la cadera y la composición corporal.

Variables	OA (n=14)	HYA (n=32)	HOA (n=18)
	Índice de Calidad Muscular (MQI)		
STS (s)	-0.761**	-0.629***	-0.513*
PF Extensión (N)	0.269	0.254	0.248
PF Flexión (N)	0.552*	0.557***	0.534*
PF Abducción (N)	0.784***	0.507**	0.105
PF Aducción (N)	0.168	0.396*	0.011
PF Rotación Externa (N)	0.610*	0.085	0.420
PF Rotación Interna (N)	0.249	0.153	0.339
Grasa Corporal (%)	0.091	-0.305	0.631**
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	0.314	0.547**	0.594**
Masa Magra (kg)	-0.067	0.799***	0.436

MQI, Índice de calidad muscular; OA, Osteoartritis; HYA, Adulto Joven Saludable; HOA, Adulto Mayor Saludable; IMC, Índice de Masa Corporal DE, Desviación Estándar. La significancia estadística fue establecida como  $p < 0.05$ . \*  $p < 0.05$ . \*\*  $p < 0.01$ . \*\*\*  $p < 0.001$ .



# 13 Discusión



La presente investigación ha querido determinar el efecto de los diferentes tipos de contracción sobre el índice de calidad muscular y capacidad funcional en adultos mayores y jóvenes.

Siguiendo la división establecida en el apartado de los resultados la discusión se ha dividido en 4 partes diferenciadas donde se presentaran (I) La fiabilidad del STS en un DEMF y su relación con el índice de calidad muscular, (II) el comportamiento concéntrico y excéntrico a través de tres cargas incrementales en la ejecución del STS, (III) los niveles de fuerza isométrica en mujeres adultas mayores y su relación con el índice de calidad muscular y capacidad funcional y (IV) El índice de calidad muscular y fuerza isométrica en adultos mayores con osteoartritis y su comparación con adultos mayores saludables y adultos jóvenes.

### **8.1 Fiabilidad del STS utilizando un dinamómetro electromecánico funcional y su relación con el índice de calidad muscular.**

El presente estudio fue diseñado para determinar (I) la fiabilidad absoluta y relativa del STS en la fuerza y velocidad de la fase concéntrica utilizando tres cargas incrementales en adultos jóvenes y (II) determinar la relación entre el índice de calidad muscular y los niveles de fuerza y velocidad del STS en su fase concéntrica. En los programas de entrenamiento y rehabilitación de la fuerza es importante que los resultados obtenidos de las evaluaciones de la fuerza muscular tengan un adecuado grado de fiabilidad para optimizar los resultados de las intervenciones (Demoulin et al., 2012). Los principales resultados de esta investigación demuestran que existe una “alta” y “muy alta” fiabilidad para todas las condiciones evaluadas.

Este es el primer estudio que evalúa la fiabilidad del STS utilizando un dinamómetro electromecánico funcional (Dynasystem, Granada, España). Estos resultados son comparables con lo realizado por Campos Jara et al. (2014) donde analizó la validez y fiabilidad de un DEMF (HHE, Granada, España) a través de diversas velocidades isocinéticas, el encontró un ICC de 0.99 tanto para la fase concéntrica como excéntrica, exceptuando en nuestro caso que el ICC para la condición de carga de 5 kilos tanto en fuerza como en velocidad fue de 0.87 y 0.96 respectivamente. Campos Jara et al. (2014) presenta CV más altos cuando la velocidad isocinética es cercana a 1 m/s para la fase concéntrica (CV 4,38%), nuestros resultados indican un CV de 3,11% para la velocidad media con una condición de carga de 15 kilos.

Otros estudios han determinado la fiabilidad del DEMF en diferentes articulaciones como el hombro (Claudio Chamorro, De La Fuente, Jerez, Campos, & Chiroso, 2018; C. Chamorro, la Fuente, Rubio, Campos, & Chiroso, 2019) y cadera (Cerdeja Vega et al., 2018; Jara et al., 2017). En el estudio de Chamorro et al. (2018) vio la influencia de la posición articular del hombro en la fiabilidad encontrando valores de ICC de 0.94 para los 90° de rotación interna y de 0.89 para rotación externa, a su vez un ICC de 0.97 y 0.96 para rotación interna y externa respectivamente evaluados a los 40°. Estos resultados son interesantes ya que el protocolo de evaluación de nuestro estudio con relación al STS parte de una posición sentada con cadera y rodilla flexionada a 90 grados, por lo que podría existir una alteración en la fiabilidad si los ángulos articulares se ven modificados.

En otro estudio Jara et al. (2017) determinó la fiabilidad del DEMF utilizando diferentes agarres para la evaluación de la fuerza de la cadera, un agarre distal en el tobillo (ICC 0.33 a 0.87) vs uno proximal a nivel de la rodilla (0.38 a 0.86), en base a estos resultados es

importante considerar los diferentes tipos de sujeción a la hora de la aplicación de la fuerza en los DEMF, en nuestro caso en el protocolo del STS el agarre correspondía a un arnés fijado a un velcro a la altura de la apófisis xifoides y este se ancló al cable de tensión del dinamómetro, esto permitía una ejecución fluida y natural del movimiento.

El DEMF además ha demostrado su validez y fiabilidad al igual que en nuestro estudio en sujetos jóvenes asintomáticos, es así como el estudio desarrollado por Chamorro et al. (2019) encontró un ICC de 0.93 para el pico de torque en rotación interna de hombro y 0.84 para rotación externa en condiciones isométricas, en comparación con los resultados obtenidos en esta investigación donde se realizó un movimiento dinámico, el ICC para la fuerza pico fue de 0.98 para la condición de 5 y 10 kilos y de 0.99 para la condición de 15 kilos ejecutando el STS.

El estudio del STS en la literatura científica siempre ha sido vista desde el enfoque de determinar la fiabilidad de la ejecución de la prueba en diferentes poblaciones y condiciones, es así como se ha visto en sujetos con accidente cerebro vascular (Mong, Teo, & Ng, 2010), reemplazo total de rodilla (Medina-Mirapeix et al., 2018), adultos mayores en cuidados intensivos (Melo et al., 2019), enfermedad pulmonar obstructiva crónica (Cani et al., 2018) y en niños con parálisis cerebral (Kumban, Amatachaya, Emasithi, & Siritaratiwat, 2013).

En relación con el segundo objetivo que era determinar la relación entre el índice de calidad muscular y los niveles de fuerza y velocidad del STS en su fase concéntrica, los resultados muestran que la fuerza media para la condición de 5 kilos y 15 kilos se relaciono de forma “baja” con el índice de calidad muscular. Datos obtenidos de esta investigación y

recientemente publicados indican que existe una correlación “moderada” entre el índice de calidad muscular y la fuerza de los flexores y abductores de cadera, además de una relación “baja” con la fuerza pico de los aductores de cadera. Por otra parte, la velocidad pico con una carga de 10 kilos se correlacionó de forma “alta” con el índice de calidad muscular, en el estudio de Jerez-Mayorga et al. (2019) se encontró una correlación “moderada” en adultos jóvenes entre el tiempo del STS y el índice de calidad muscular.

## **8.2 Comportamiento de la contracción concéntrica y excéntrica durante el STS en adultos jóvenes y su relación con el índice de calidad muscular, capacidad funcional y masa muscular esquelética.**

El presente estudio fue diseñado para determinar (I) el comportamiento concéntrico y excéntrico en la fuerza y la velocidad ejercida en el STS, (II) establecer la relación entre el comportamiento concéntrico y excéntrico a través de sus valores de fuerza y velocidad media y pico con el índice de calidad muscular, (III) Determinar el déficit concéntrico/excéntrico de la fuerza y velocidad media y pico a través de tres cargas incrementales y (IV) Establecer la relación entre el MQI, el tiempo del STS y la masa muscular esquelética en hombres y mujeres adultas.

Los principales resultados de este estudio indican que los niveles de fuerza/velocidad excéntrica son mayores comparados con los niveles de fuerza/velocidad concéntrica tanto en la fuerza/velocidad media como pico en hombres y mujeres. El mayor déficit concéntrico/excéntrico entre hombres y mujeres ocurre en la fuerza pico con una carga de 10 kilos (35%) y en la velocidad con un déficit concéntrico/excéntrico de 18%. Existe una correlación “moderada” entre la fuerza pico con una carga de 10 kilos y el índice de calidad

muscular en hombres, además de una correlación “moderada” para la velocidad media con una carga de 5 kilos con el índice de calidad muscular. En mujeres se aprecia una relación “moderada” para la condición de 5 kilos con el MQI solo en la fase concéntrica y en relación con la velocidad media una correlación “moderada” con la fase excéntrica con una carga de 10 kilos y por último el MQI se relaciona de forma “moderada” con la masa muscular esquelética y con la masa muscular esquelética de extremidad inferior.

Según nuestro conocimiento, este es el primer estudio que analiza el comportamiento concéntrico y excéntrico del STS utilizando un DEMF.

En relación con la primera hipótesis, los niveles de fuerza y velocidad media y pico son mayores en la contracción excéntrica durante el STS comparados con la fase concéntrica, esto puede ser debido a los cambios que induce la contracción excéntrica asociada a un mayor reclutamiento de unidades motoras, mayor activación del córtex motor y un incremento de la velocidad de acortamiento de la fibra, lo que inducirá una mayor producción de fuerza (Suchomel et al., 2019).

La segunda hipótesis de este estudio tiene relación con el déficit concéntrico/excéntrico que sería mayor en la fuerza/velocidad media en el STS. En términos generales el mayor déficit concéntrico/excéntrico se produce en la fuerza y velocidad pico 35% y 18% respectivamente. Cuando analizamos los resultados por género, los hombres presentan un déficit en la fuerza pico de 51% con 10kg de carga y de un 33% para la velocidad media con la misma carga. En mujeres un 31% de déficit en la fuerza pico con una carga de 5 kilos y un 44% de déficit para la velocidad media utilizando una carga de 15 kilos, estos resultados dispares entre géneros indican la variabilidad en el comportamiento

concéntrico/excéntrico que puede ocurrir en actividades dinámicas (De Ste Croix, Deighan, & Armstrong, 2007; Nunez et al., 2019).

La tercera hipótesis de este estudio plantea que existe una alta relación entre el MQI y la fase concéntrica/ excéntrica en las cargas altas comparadas con las cargas bajas. En hombres se correlaciona de forma “moderada” con 10 kg de carga tanto la fuerza y velocidad pico y en las mujeres de forma “moderada” en la velocidad con una carga de 10 kg. Existen diversos estudios que relacionan el rendimiento del STS con la fuerza muscular de extremidades inferiores (Bohannon, 2009; Eriksrud & Bohannon, 2003; Jones, Rikli, & Beam, 1999) es importante considerar esto ya que en la fórmula de determinación del MQI se encuentra el tiempo de ejecución del STS por lo que tiempos mayores de ejecución estaría relacionado con menores niveles de fuerza muscular de extremidad inferior y por ende un menor MQI.

### **8.3 Comportamiento del índice de calidad muscular y fuerza isométrica en mujeres jóvenes y adultas mayores.**

El objetivo del presente estudio fue (I) analizar y comparar entre mujeres mayores y jóvenes el índice de calidad muscular y la fuerza de la cadera utilizando diferentes métodos de normalización en un DEMF y (II) La relación entre el índice de calidad muscular y el STS. El hallazgo primario de este estudio reveló que las mujeres mayores presentaron un pico de fuerza bajo en la flexión de la cadera, extensión y rotación interna. Nuestros datos indicaron que las mujeres jóvenes tienen un índice de calidad muscular más alto que el de las mujeres mayores, sin embargo, no hubo diferencias significativas entre ambos grupos.

Adicionalmente la correlación del índice de calidad muscular con el tiempo en el STS fue “alta” en los dos grupos.

Este estudio evidencia el comportamiento de MQI y los niveles de fuerza muscular de la cadera los cuales se ven afectados con la edad, además de un aumento en el tiempo del STS en las mujeres mayores.

El primer objetivo de este estudio fue investigar el MQI y la fuerza de la cadera utilizando diferentes métodos de normalización en un DEMF, en relación con el MQI se demostró que era menor en las mujeres adultas mayores (244.3 W) en comparación con las mujeres más jóvenes (260.3 W), curiosamente, nuestros resultados también mostraron que no se encontraron diferencias significativas entre los dos grupos ( $p = 0.443$ ,  $ES = 0.22$ ). Estos resultados están en línea con estudios previos, en sujetos con OA de cadera donde se compararon con adultos mayores sin OA y adultos jóvenes, los dos grupos de adultos mayores con OA y sin OA tenían niveles bajos de MQI (232.9 W y 262.2 W) respectivamente, en comparación con los adultos jóvenes (296.1 W) (Jerez-Mayorga et al., 2019). En este contexto (Brown et al., 2016) ha asociado presentar un bajo índice de calidad muscular con una alta probabilidad de muerte en mujeres mayores de 65 años, para aquellos que estaban en los quintiles más bajos (50.3 W a 84.9 W), los resultados de nuestro estudio indican que las mujeres mayores y las mujeres jóvenes estarían en el quintil más alto ( $> 144.8$  W).

Se ha demostrado que el entrenamiento de fuerza con ejercicios como sentadillas, sentadillas unilaterales y extensiones de rodillas generan aumentos en el MQI entre 18 y 22% en adultos mayores (Fragala et al., 2014), esto se debe al hecho de que el cálculo del

MQI incorpora el tiempo del STS, esta prueba evalúa la capacidad de generar fuerza en los extensores de la rodilla (Takai et al., 2009). Adicionalmente el STS es considerado un indicador general de la fuerza muscular de las extremidades inferiores, la capacidad funcional, predictor de caída y velocidad de marcha (Richard W Bohannon, 2011; R. W. Bohannon, Bubela, Magasi, Wang, & Gershon, 2010; Buatois et al., 2008; Yanagawa, Shimomitsu, Kawanishi, Fukunaga, & Kanehisa, 2016).

De acuerdo con estudios previos realizados, el tiempo de ejecución del STS fue mayor en mujeres mayores ( $p = <0.001$ ,  $ES = -1.79$ ) (Jerez-Mayorga et al., 2019). Un tiempo de ejecución más prolongado del STS se asociaría con una disminución de la movilidad, un aumento de la fragilidad (Mehmet, Yang, & Robinson, 2019) y un índice de calidad muscular menor (Jerez-Mayorga et al., 2019).

Las mujeres adultas mayores presentaron una menor fuerza isométrica en flexores, extensores y rotadores externos de cadera independiente del método de normalización de los datos comparada con las mujeres jóvenes, es importante considerar que mantener óptimos niveles de fuerza isométrica inducen cambios en la morfología muscular, favorecen la producción rápida de fuerza muscular y inducen analgesia en la zona (Oranchuk, Storey, Nelson, & Cronin, 2019; Rio et al., 2017), además una atrofia de la musculatura glútea de la cadera esta asociada al grado de severidad de patologías como la Osteoartritis (Zacharias et al., 2018). Nuestros resultados también demostraron que los adultos mayores presentaban una mayor fuerza isométrica en abductores, aductores y rotadores internos de cadera comparados con las mujeres adultas jóvenes, estos resultados difieren de lo encontrado en la literatura, por ejemplo (Morcelli et al., 2016) encontró que las mujeres mayores (las cuales dividió en dos grupos “caedoras y “ no

caedoras”) tienen menos fuerza y capacidad para desarrollar fuerza rápida que las mujeres jóvenes en los abductores y aductores de cadera. Niveles bajos de fuerza de la cadera y una tasa de desarrollo lento de la fuerza en las mujeres mayores “no caedoras” durante la abducción de la cadera pueden aumentar el riesgo de caída (Morcelli et al., 2016).

Por otro lado, encontramos una correlación “alta” entre el MQI y el tiempo del STS tanto en mujeres adultas mayores como jóvenes, es importante considerar esta relación pues el STS es un indicador de independencia funcional en adultos mayores (van Lummel et al., 2016) ya que la capacidad de transferirse desde la posición sentada a la de pie es un requisito previo para la independencia funcional (van Lummel et al., 2016).

#### **8.4 Índice de calidad muscular y fuerza isométrica en adultos mayores con osteoartritis de cadera.**

El propósito de este estudio fue comparar los niveles de la fuerza isométrica entre adultos mayores, con y sin OA de cadera y adultos jóvenes saludables y determinar la relación entre el MQI y la fuerza isométrica. El principal hallazgo de este estudio fue que los adultos mayores con OA de cadera tuvieron un MQI más bajo y una correlación de alta a moderada entre los niveles de fuerza isométrica y el MQI. Nuestros hallazgos confirman la relación de la fuerza isométrica de la cadera con la capacidad funcional y el MQI en adultos mayores. Estos resultados tienen una relevancia clínica porque el MQI puede ser un marcador útil de la función muscular en sujetos con OA.

Respecto a la primera hipótesis, el MQI es más bajo en adultos mayores con OA de cadera, pero no hubo una diferencia significativa entre los grupos de adultos mayores y los adultos

jóvenes sanos. Este es el primer estudio que investiga el índice de calidad muscular en sujetos con OA de cadera. En el estudio desarrollado por Brown et al. (2016), el cual abarcó un seguimiento de 14,6 años, el MQI medio correspondió a 126,2 W en sujetos mayores de 65 años, valores inferiores a los encontrados en nuestro estudio en adultos mayores con OA (232,9 W) y adultos mayores sin OA (262,2 W). Por otro lado, Brown et al. (2016) categorizaron el MQI en quintiles, encontrando que los sujetos quienes estuvieron en el quintil más bajo (entre 49.0–65.0) tuvieron un 57% de probabilidad más alta de morir. El también encontró que el MQI predijo la mortalidad con mayor precisión que el STS.

En el estudio realizado por Fragala et al. (2014), después de seis semanas de entrenamiento de la fuerza, hubo un 22% de incremento en el MQI. Este cambio fue superior a otras medidas de la función física, como la velocidad de marcha, fuerza de agarre, STS y la prueba de levantarse y caminar. La influencia de tener OA de cadera, rodilla o ambos se asocia con un mayor riesgo de mal desempeño físico (Edwards et al., 2014). MQ podría generar un diagnóstico relacionado con el desempeño físico, tener una pobre calidad muscular podría estar influenciada por obesidad, artritis, dolor, inervación y disminución del metabolismo (Chiles Shaffer et al., 2017). En nuestro estudio, el tiempo de ejecución de el STS es más alto en sujetos con OA, comparado con el de los adultos mayores sin OA y los adultos jóvenes. Resultados similares encontró Judd, Thomas, Dayton, and Stevens-Lapsley (2014) en el que comparó sujetos con OA y sujetos sanos donde el rendimiento fue un 34% más lento en el grupo de OA en STS. Un tiempo más largo en la ejecución del STS significa un MQI más bajo, pues la ecuación de estimación incluye el rendimiento en el STS.

Respecto a la segunda hipótesis, encontramos una correlación de moderada a alta de la fuerza máxima en la cadera con el MQI y una menor fuerza isométrica en sujetos con OA, comparada a los adultos mayores sin OA y los adultos jóvenes. La debilidad y la atrofia muscular es una característica presente en sujetos con OA independientemente de la gravedad (Loureiro, Mills, & Barrett, 2013; Zacharias, Pizzari, English, Kapakoulakis, & Green, 2016). Loureiro, Mills and Barrett (2013) encontraron que la disminución más significativa en la fuerza muscular fue en la cadera y en los flexores y extensores de la rodilla; estos resultados son similares a los encontrados en nuestro estudio, los cuales mostraron una debilidad generalizada en la musculatura de la cadera comparada a la de los adultos mayores sin OA y los adultos jóvenes. En relaciones a los hallazgos de Loureiro et al. (2013), el pico de fuerza más alto fue en sujetos con OA en la flexión de cadera, pero esos números fueron más bajos que aquellos encontrados en adultos sanos sin OA y adultos jóvenes. En este contexto, existen correlaciones positivas entre el MQI y el pico de fuerza en flexión (Jerez, Machado, & Cerda, 2018) en adultos obesos con OA de cadera. El mecanismo de flexo-extensión de la cadera y rodilla juega un rol fundamental en las actividades de la vida diaria, tales como el tiempo del STS desde una silla (Eitzen, Fernandes, Nordsletten, Snyder-Mackler, & Risberg, 2014; Miura N Pt, Tagomori K Pt, Ikutomo, Nakagawa N Pt, & Masuhara K Md, 2018) y la caminata en sujetos con OA de cadera (Foucher, Schlink, Shakoor, & Wimmer, 2012; Hurwitz, Hulet, Andriacchi, Rosenberg, & Galante, 1997). La debilidad de los músculos extensores de rodilla fue asociada con un incremento del riesgo de desarrollo de OA de rodilla en mujeres y hombres (Øiestad, Juhl, Eitzen, & Thorlund, 2015).

Por otro lado, los resultados indican que no hay asociación alguna entre la composición corporal y el índice de calidad muscular en el grupo de personas con OA de cadera. El

grupo de adultos mayores sin OA presenta una asociación entre el porcentaje de masa grasa e IMC y MQI, resultados similares a los mostrados en un estudio anterior donde el MQI solo se asoció con un alto peso corporal (Jerez et al., 2018). Estos resultados contrastan con los hallazgos de este estudio, en el que los sujetos jóvenes con una cantidad más significativa de masa muscular tienen un mayor rendimiento en STS y por lo tanto, un MQI más alto. Es esencial considerar que la grasa corporal alta se asoció con un MQ más baja y predice la pérdida acelerada de masa magra (Koster et al., 2011). También se ha visto que el MQ es más bajo en mujeres con sobrepeso y obesidad (Brady, Straight, Schmidt, & Evans, 2014), y un mayor contenido de fibro-adiposidad se asocia con un MQI más bajo (Wearing, deBruin, & Stokes, 2018).



# 14 Conclusiones



El análisis del comportamiento de los diferentes tipos de contracción muscular sobre el índice de calidad muscular y capacidad funcional en adultos mayores y jóvenes nos ha permitido alcanzar los objetivos establecidos al comienzo de la presente tesis doctoral.

En respuesta al objetivo general de esta investigación nos permite comprobar que el comportamiento del índice de calidad muscular difiere dependiendo del tipo de población y condición de salud, a su vez el tipo de contracción muscular concéntrica, excéntrica e isométrica influye sobre la calidad muscular y capacidad funcional de adultos mayores y jóvenes con y sin patologías.

En relación con los objetivos específicos, se determinan las siguientes conclusiones:

- Existe una “alta” y “muy alta” fiabilidad relativa para la fuerza/velocidad media y pico utilizando un dinamómetro electromecánico funcional (Dynasystem, Granada, España) en la ejecución concéntrica del STS.
- La fiabilidad absoluta proporcionó una repetibilidad estable para los protocolos de fuerza/velocidad media y pico, con un CV inferior al 10%.
- No existieron diferencias significativas entre el test y el retest para la fuerza pico, velocidad media y pico, en el caso de la fuerza media solo la condición de 5 kilos presentó un  $p < 0.005$ .
- La manifestación de la fuerza más fiable fue la fuerza pico a través de las 3 condiciones 5, 10 y 15 kilos (ICC= 0.98 – 0.99).
- La manifestación de la velocidad más fiable fue la velocidad pico a través de las 3 condiciones 5, 10 y 15 kilos (ICC= 0.99 – 1.00)
- La velocidad pico con una carga de 10 kilos se correlacionó de forma “alta” con el índice de calidad muscular.
- Los niveles de fuerza/velocidad excéntrica son mayores comparados con los niveles de fuerza/velocidad concéntrica tanto en la fuerza/velocidad media como pico en hombres y mujeres jóvenes.

- El mayor déficit concéntrico/excéntrico entre hombres y mujeres ocurre en la fuerza pico con una carga de 10 kilos (35%) y en la velocidad con un déficit concéntrico/excéntrico de 18%.
- Existe una correlación “moderada” entre la fuerza pico con una carga de 10 kilos y el índice de calidad muscular en hombres, además de una correlación “moderada” para la velocidad media con una carga de 5 kilos con el índice de calidad muscular.
- En mujeres se aprecia una relación “moderada” para la condición de 5 kilos con el MQI solo en la fase concéntrica y en relación con la velocidad media una correlación “moderada” con la fase excéntrica con una carga de 10 kilos
- El MQI se relaciona de forma “moderada” con la masa muscular esquelética y con la masa muscular esquelética de extremidad inferior.
- Las mujeres adultas mayores presentaron un pico de fuerza más bajo en la flexión de la cadera, extensión y rotación interna que las mujeres jóvenes.
- Las mujeres jóvenes tienen un índice de calidad muscular más alto que el de las mujeres mayores, sin embargo, no hubo diferencias significativas entre ambos grupos.
- La correlación del índice de calidad muscular con el tiempo en el STS fue “alta” entre las mujeres mayores y las adultas jóvenes.
- Los adultos mayores con OA de cadera tuvieron un MQI más bajo que los adultos mayores sin OA y adultos jóvenes saludables.
- Existió una correlación de alta a moderada entre los niveles de fuerza isométrica de cadera y el MQI.



# 15 Limitaciones



Una vez ejecutada la presente investigación, a continuación, se plantean las principales limitaciones que se han podido encontrar en el desarrollo de la misma:

- En primera instancia, el mecanismo de detección de la composición muscular y subsecuente el índice de calidad muscular fue a través de bioimpedancia y no, como se determina generalmente, a través de un DXA.
- Por otro lado, no se evaluó la fuerza isométrica de los extensores de rodilla, a pesar de ser un mecanismo que podría influir en la evaluación del MQI.
- También habría sido importante considerar la evaluación directa de MQ mediante resonancia magnética y / o ultrasonido de la musculatura de la rodilla y/o cadera
- Con relación al estudio de fiabilidad y comportamiento concéntrico/excéntrico del STS hubiese sido recomendable haber evaluado también a adultos mayores autovalentes y/o con alguna condición especial que permite obtener un diagnóstico de los niveles de fuerza muscular durante la ejecución de aquel movimiento dinámico.
- Por lo tanto, nuestros resultados deben interpretarse con cautela e incluir un aumento en la población estudiada, considerando el tamaño de la muestra utilizada en este estudio, además del desarrollo de estudios longitudinales para corroborar estos hallazgos.



# **16 Futuras líneas de investigación**



La literatura refiere diferentes adaptaciones agudas y crónicas que provoca el entrenamiento de la fuerza muscular sobre la calidad muscular y capacidad funcional, una vez realizada esta investigación nos surgen diferentes líneas de desarrollo que pueden aportar al conocimiento en esta área:

- Efectos de la resistencia variable intra-repetición utilizando un DEMF sobre el índice de calidad muscular de adultos mayores y jóvenes.
- Efectos del ejercicio excéntrico a diversas velocidades de ejecución sobre parámetros de composición y arquitectura muscular.
- Implementación de un programa de entrenamiento de la fuerza utilizando un DEMF y sus efectos sobre la longitud de los fascículos y ángulos de penación
- Determinar niveles de calidad muscular en extremidades superiores y su relación con la función prensil y gestos funcionales.
- Efectos de un programa de entrenamiento de la fuerza isométrica sobre la calidad muscular y capacidad funcional.



# 17 Bibliografía



## Bibliografía

Abujaber, S. B., Marmon, A. R., Pozzi, F., Rubano, J. J., & Zeni, J. A., Jr. (2015). Sit-To-Stand Biomechanics Before and After Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty*, 30(11), 2027-2033. doi:10.1016/j.arth.2015.05.024

ACSM. (2009). Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. 41(3), 687-708. doi:10.1249/MSS.0b013e3181915670

Ades, P. A., Ballor, D. L., Ashikaga, T., Utton, J. L., & Nair, K. S. (1996). Weight training improves walking endurance in healthy elderly persons. *Ann Intern Med*, 124(6), 568-572. doi:10.7326/0003-4819-124-6-199603150-00005

Albracht, K., & Arampatzis, A. (2013). Exercise-induced changes in triceps surae tendon stiffness and muscle strength affect running economy in humans. *Eur J Appl Physiol*, 113(6), 1605-1615. doi:10.1007/s00421-012-2585-4

Applebaum, E. V., Breton, D., Feng, Z. W., Ta, A.-T., Walsh, K., Chassé, K., & Robbins, S. M. (2017). Modified 30-second Sit to Stand test predicts falls in a cohort of institutionalized older veterans. *PLoS One*, 12(5), e0176946-e0176946. doi:10.1371/journal.pone.0176946

Atha, J. (1981). Strengthening Muscle. 9(1), 1-74.

Ballor, D. L., Harvey-Berino, J. R., Ades, P. A., Cryan, J., & Calles-Escandon, J. (1996). Contrasting effects of resistance and aerobic training on body composition and metabolism after diet-induced weight loss. *Metabolism*, 45(2), 179-183. doi:10.1016/s0026-0495(96)90050-5

Barbat-Artigas, S., Rolland, Y., Vellas, B., & Aubertin-Leheudre, M. (2013). Muscle quantity is not synonymous with muscle quality. *J Am Med Dir Assoc*, 14(11), 852.e851-857. doi:10.1016/j.jamda.2013.06.003

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

Barry, B. K., Warman, G. E., & Carson, R. G. (2005). Age-related differences in rapid muscle activation after rate of force development training of the elbow flexors. *Experimental Brain Research*, 162(1), 122-132. doi:10.1007/s00221-004-2127-3

Bautmans, I., Njemini, R., Vasseur, S., Chabert, H., Moens, L., Demanet, C., & Mets, T. (2005). Biochemical changes in response to intensive resistance exercise training in the elderly. *Gerontology*, 51(4), 253-265. doi:10.1159/000085122

Bazett-Jones, D. M., Cobb, S. C., Joshi, M. N., Cashin, S. E., & Earl, J. E. (2011). Normalizing Hip Muscle Strength: Establishing Body-Size-Independent Measurements. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(1), 76-82. doi:10.1016/j.apmr.2010.08.020

Beltman, J. G., Sargeant, A. J., van Mechelen, W., & de Haan, A. (2004). Voluntary activation level and muscle fiber recruitment of human quadriceps during lengthening contractions. *J Appl Physiol (1985)*, 97(2), 619-626. doi:10.1152/jappphysiol.01202.2003

Beltman, J. G., van der Vliet, M. R., Sargeant, A. J., & de Haan, A. (2004). Metabolic cost of lengthening, isometric and shortening contractions in maximally stimulated rat skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, 182(2), 179-187. doi:10.1111/j.1365-201X.2004.01338.x

Beneka, A., Malliou, P., Fatouros, I., Jamurtas, A., Gioftsidou, A., Godolias, G., & Taxildaris, K. (2005). Resistance training effects on muscular strength of elderly are related to intensity and gender. *J Sci Med Sport*, 8(3), 274-283.

Bienso, R. S., Olesen, J., Gliemann, L., Schmidt, J. F., Matzen, M. S., Wojtaszewski, J. F., . . . Pilegaard, H. (2015). Effects of Exercise Training on Regulation of Skeletal Muscle Glucose Metabolism in Elderly Men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 70(7), 866-872. doi:10.1093/gerona/glv012

Bigland-Ritchie, B., & Woods, J. J. (1976). Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. *J Physiol*, 260(2), 267-277. doi:10.1113/jphysiol.1976.sp011515

Bimson, L., Langdown, L., P. Fisher, J., & Steele, J. (2017). Six weeks of knee extensor isometric training improves soccer related skills in female soccer players. *Journal of Trainology*, 6(2), 52-56. doi:10.17338/trainology.6.2\_52

Blume, C., Wang-Price, S., Trudelle-Jackson, E., & Ortiz, A. (2015). COMPARISON OF ECCENTRIC AND CONCENTRIC EXERCISE INTERVENTIONS IN ADULTS WITH SUBACROMIAL IMPINGEMENT SYNDROME. *Int J Sports Phys Ther*, 10(4), 441-455.

Bohannon, R. W. (1987). The clinical measurement of strength. 1(1), 5-16. doi:10.1177/026921558700100103

Bohannon, R. W. (1990). Hand-held compared with isokinetic dynamometry for measurement of static knee extension torque (parallel reliability of dynamometers). *Clin Phys Physiol Meas*, 11(3), 217-222.

Bohannon, R. W. (2006). Reference values for the five-repetition sit-to-stand test: a descriptive meta-analysis of data from elders. *Percept Mot Skills*, 103(1), 215-222. doi:10.2466/pms.103.1.215-222

Bohannon, R. W. (2009). Body weight-normalized knee extension strength explains sit-to-stand independence: a validation study. *J Strength Cond Res*, 23(1), 309-311. doi:10.1519/JSC.0b013e31818eff0b

Bohannon, R. W. (2011). Test-retest reliability of the five-repetition sit-to-stand test: a systematic review of the literature involving adults. *J Strength Cond Res*, 25(11), 3205-3207. doi:10.1519/JSC.0b013e318234e59f

Bohannon, R. W. (2011). Test-Retest Reliability of the Five-Repetition Sit-to-Stand Test: A Systematic Review of the Literature Involving Adults. *J Strength Cond Res*, 25(11), 3205-3207. doi:10.1519/JSC.0b013e318234e59f

Bohannon, R. W. (2015). Daily sit-to-stands performed by adults: a systematic review. *J Phys Ther Sci*, 27(3), 939-942. doi:10.1589/jpts.27.939

Bohannon, R. W. (2017). Test-Retest Reliability of Measurements of Hand-Grip Strength Obtained by Dynamometry from Older Adults: A Systematic Review of Research in the PubMed Database. *J Frailty Aging*, 6(2), 83-87. doi:10.14283/jfa.2017.8

Bohannon, R. W. (2019). Considerations and Practical Options for Measuring Muscle Strength: A Narrative Review. *Biomed Res Int*, 2019, 8194537. doi:10.1155/2019/8194537

Bohannon, R. W., Bubela, D. J., Magasi, S. R., Wang, Y. C., & Gershon, R. C. (2010). Sit-to-stand test: Performance and determinants across the age-span. *Isokinet Exerc Sci*, 18(4), 235-240. doi:10.3233/IES-2010-0389

Bonett, D. G. (2002). Sample size requirements for estimating intraclass correlations with desired precision. *Stat Med*, 21(9), 1331-1335. doi:10.1002/sim.1108

Brady, A. O., Straight, C. R., Schmidt, M. D., & Evans, E. M. (2014). Impact of body mass index on the relationship between muscle quality and physical function in older women. *J Nutr Health Aging*, 18(4), 378-382. doi:10.1007/s12603-013-0421-0

Brown, J. C., Harhay, M. O., & Harhay, M. N. (2016). The muscle quality index and mortality among males and females. *Ann Epidemiol*, 26(9), 648-653. doi:10.1016/j.annepidem.2016.07.006

Buatois, S., Miljkovic, D., Manckoundia, P., Gueguen, R., Miget, P., Vancon, G., . . . Benetos, A. (2008). Five times sit to stand test is a predictor of recurrent falls in healthy community-living subjects aged 65 and older. *J Am Geriatr Soc*, 56(8), 1575-1577. doi:10.1111/j.1532-5415.2008.01777.x

Cadore, E. L., Rodriguez-Manas, L., Sinclair, A., & Izquierdo, M. (2013). Effects of different exercise interventions on risk of falls, gait ability, and balance in physically frail older adults: a systematic review. *Rejuvenation Res*, 16(2), 105-114. doi:10.1089/rej.2012.1397

Cahu Rodrigues, S. L., Farah, B. Q., Silva, G., Correia, M., Pedrosa, R., Vianna, L., & Ritti-Dias, R. M. (2019). Vascular effects of isometric handgrip training in hypertensives. *Clin Exp Hypertens*, 1-7. doi:10.1080/10641963.2018.1557683

Campos Jara, C. A., Bautista González, I. J., Chiroso Ríos, L. J., Martin Tamayo, I., Lopez Fuenzalida, A. E., & Chiroso Ríos, I. J. (2014). Validación y fiabilidad del dispositivo Haefni Health System 1.0 en la medición de la velocidad en el rango isocinético. *Cuadernos de Psicología del Deporte*, 14, 91-98.

Cani, K. C., Silva, I., Karloh, M., Gulart, A. A., Matte, D. L., & Mayer, A. F. (2018). Reliability of the five-repetition sit-to-stand test in patients with chronic obstructive pulmonary disease on domiciliary oxygen therapy. *Physiother Theory Pract*, 1-7. doi:10.1080/09593985.2018.1480680

Caserotti, P., Aagaard, P., Larsen, J. B., & Puggaard, L. (2008). Explosive heavy-resistance training in old and very old adults: changes in rapid muscle force, strength and power. *Scand J Med Sci Sports*, 18(6), 773-782. doi:10.1111/j.1600-0838.2007.00732.x

Cerda Vega, E., Jerez-Mayorga, D., Machado Payer, R., Campos Jara, C., Guzman-Guzman, I., Reyes Ponce, A., & Chiroso, L. J. (2018). Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using different normalization methods in a functional electromechanical device. *PLoS One*, 13(8), e0202248. doi:10.1371/journal.pone.0202248

Chamorro, C., De La Fuente, C., Jerez, D., Campos, C., & Chiroso, L. J. (2018). Reliability of shoulder rotators isometric strength test using a novel pulley electromechanical dynamometer. Influence of the assessment position.

Chamorro, C., Fuente, C. D. L., Jerez, D., Campos, C., & Chiroso, L. J. (2018). Reliability of Shoulder Rotators Isometric Strength Test using a Novel Pulley Electromechanical Dynamometer. Influence of the Assessment Position. 9(2), e60406. doi:10.5812/asjms.60406

Chamorro, C., la Fuente, C., Rubio, J., Campos, C., & Chiroso, L. J. (2019). Absolute reliability and concurrent validity of a novel electromechanical pulley dynamometer for measuring shoulder rotation isometric strength in asymptomatic subjects. Study conducted at Pontificia Universidad Catolica, Santiago, Chile. *J Pak Med Assoc*, 69(7), 1000-1005.

Chen, T. C., Tseng, W. C., Huang, G. L., Chen, H. L., Tseng, K. W., & Nosaka, K. (2017). Superior Effects of Eccentric to Concentric Knee Extensor Resistance Training on Physical Fitness, Insulin Sensitivity and Lipid Profiles of Elderly Men. *Front Physiol*, 8, 209. doi:10.3389/fphys.2017.00209

Chiles Shaffer, N., Fabbri, E., Ferrucci, L., Shardell, M., Simonsick, E. M., & Studenski, S. (2017). Muscle Quality, Strength, and Lower Extremity Physical Performance in the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *J Frailty Aging*, 6(4), 183-187. doi:10.14283/jfa.2017.24

Ciolac, E. G., & Rodrigues-da-Silva, J. M. (2016). Resistance Training as a Tool for Preventing and Treating Musculoskeletal Disorders. *Sports Med*, 46(9), 1239-1248. doi:10.1007/s40279-016-0507-z

Cohen, J. (2009). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd. ed.). New York etc.: Psychology Press.

Collins, H., Booth, J. N., Duncan, A., Fawkner, S., & Niven, A. (2019). The Effect of Resistance Training Interventions on 'The Self' in Youth: a Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Med Open*, 5(1), 29. doi:10.1186/s40798-019-0205-0

Cornelissen, V. A., & Smart, N. A. (2013). Exercise training for blood pressure: a systematic review and meta-analysis. *J Am Heart Assoc*, 2(1), e004473. doi:10.1161/jaha.112.004473

Correa-de-Araujo, R., Harris-Love, M. O., Miljkovic, I., Fragala, M. S., Anthony, B. W., & Manini, T. M. (2017). The Need for Standardized Assessment of Muscle Quality in Skeletal

Muscle Function Deficit and Other Aging-Related Muscle Dysfunctions: A Symposium Report. *Frontiers in Physiology*, 8(87). doi:10.3389/fphys.2017.00087

Cortell-Tormo, J. M., Sanchez, P. T., Chulvi-Medrano, I., Tortosa-Martinez, J., Manchado-Lopez, C., Llana-Belloch, S., & Perez-Soriano, P. (2018). Effects of functional resistance training on fitness and quality of life in females with chronic nonspecific low-back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*, 31(1), 95-105. doi:10.3233/bmr-169684

Coudeyre, E., Jegu, A. G., Giustanini, M., Marrel, J. P., Edouard, P., & Pereira, B. (2016). Isokinetic muscle strengthening for knee osteoarthritis: A systematic review of randomized controlled trials with meta-analysis. *Ann Phys Rehabil Med*, 59(3), 207-215. doi:10.1016/j.rehab.2016.01.013

Cruz-Jentoft, A. J., Bahat, G., Bauer, J., Boirie, Y., Bruyere, O., Cederholm, T., . . . Zamboni, M. (2019). Sarcopenia: revised European consensus on definition and diagnosis. *Age Ageing*. doi:10.1093/ageing/afz046

Cruz-Jentoft, A. J., Bahat, G., Bauer, J., Boirie, Y., Bruyere, O., Cederholm, T., . . . the Extended Group for, E. (2019). Sarcopenia: revised European consensus on definition and diagnosis. *Age Ageing*. doi:10.1093/ageing/afz046

Cruz-Jentoft, A. J., & Sayer, A. A. (2019). Sarcopenia. *The Lancet*, 393(10191), 2636-2646. doi:10.1016/S0140-6736(19)31138-9

D'Antona, G., Pellegrino, M. A., Carlizzi, C. N., & Bottinelli, R. (2007). Deterioration of contractile properties of muscle fibres in elderly subjects is modulated by the level of physical activity. *Eur J Appl Physiol*, 100(5), 603-611. doi:10.1007/s00421-007-0402-2

D'Aurea, C. V. R., Poyares, D., Passos, G. S., Santana, M. G., Youngstedt, S. D., Souza, A. A., . . . de Mello, M. T. (2019). Effects of resistance exercise training and stretching on chronic insomnia. *Braz J Psychiatry*, 41(1), 51-57. doi:10.1590/1516-4446-2018-0030

de Lima, T. A., Ferreira, R. M., da Costa Alves, W. M. G., Alves, T. G. G., Pimentel, C. P., Sousa, E. C., . . . Cortinhas-Alves, E. A. (2019). Resistance training reduces depressive

symptoms in elderly people with parkinson disease: A controlled randomized study. *Scand J Med Sci Sports*. doi:10.1111/sms.13528

De Ste Croix, M., Deighan, M., & Armstrong, N. (2007). Functional eccentric-concentric ratio of knee extensors and flexors in pre-pubertal children, teenagers and adult males and females. *Int J Sports Med*, 28(9), 768-772. doi:10.1055/s-2007-964985

de Vos, N. J., Singh, N. A., Ross, D. A., Stavrinou, T. M., Orr, R., & Fiatarone Singh, M. A. (2005). Optimal load for increasing muscle power during explosive resistance training in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 60(5), 638-647. doi:10.1093/gerona/60.5.638

Delbono, O. (2000). Regulation of excitation contraction coupling by insulin-like growth factor-1 in aging skeletal muscle. *J Nutr Health Aging*, 4(3), 162-164.

Dieli-Conwright, C. M., Courneya, K. S., Demark-Wahnefried, W., Sami, N., Lee, K., Buchanan, T. A., . . . Mortimer, J. E. (2018). Effects of Aerobic and Resistance Exercise on Metabolic Syndrome, Sarcopenic Obesity, and Circulating Biomarkers in Overweight or Obese Survivors of Breast Cancer: A Randomized Controlled Trial. *J Clin Oncol*, 36(9), 875-883. doi:10.1200/jco.2017.75.7526

Duchateau, J., & Enoka, R. M. (2016). Neural control of lengthening contractions. *The Journal of Experimental Biology*, 219(2), 197. doi:10.1242/jeb.123158

Dudzinska-Griszek, J., Szuster, K., & Szewieczek, J. (2017). Grip strength as a frailty diagnostic component in geriatric inpatients. *Clin Interv Aging*, 12, 1151-1157. doi:10.2147/cia.S140192

Dvir. (2004). *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications*: Churchill Livingstone.

Dvir. (2014). Relevant, less relevant and irrelevant isokinetic strength test parameters: Some critical comments. *Movement & Sport Sciences – Science & Motricité* (85), 15-21.

Dvir, & Muller. (2019). Multiple-Joint Isokinetic Dynamometry: A Critical Review. *J Strength Cond Res*. doi:10.1519/jsc.0000000000002982

Dvir, Z., & Muller, S. (2019). Multiple-Joint Isokinetic Dynamometry: A Critical Review. *J Strength Cond Res*. doi:10.1519/JSC.0000000000002982

Edwards, M. H., van der Pas, S., Denkinger, M. D., Parsons, C., Jameson, K. A., Schaap, L., . . . Dennison, E. (2014). Relationships between physical performance and knee and hip osteoarthritis: findings from the European Project on Osteoarthritis (EPOSA). *Age and ageing*, 43(6), 806-813. doi:10.1093/ageing/afu068

Eitzen, I., Fernandes, L., Nordsletten, L., Snyder-Mackler, L., & Risberg, M. A. (2014). Weight-bearing asymmetries during Sit-To-Stand in patients with mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Gait Posture*, 39(2), 683-688. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.09.010

Elmer, S. J., Anderson, D. J., Wakeham, T. R., Kilgas, M. A., Durocher, J. J., Lindstedt, S. L., & LaStayo, P. C. (2017). Chronic eccentric arm cycling improves maximum upper-body strength and power. *European Journal of Applied Physiology*, 117(7), 1473-1483. doi:10.1007/s00421-017-3642-9

Enoka, R. M. (1988). Muscle strength and its development. New perspectives. *Sports Med*, 6(3), 146-168. doi:10.2165/00007256-198806030-00003

Eriksrud, O., & Bohannon, R. W. (2003). Relationship of knee extension force to independence in sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. *Physical Therapy*, 83(6), 544-551.

Fielding, R. A., LeBrasseur, N. K., Cuoco, A., Bean, J., Mizer, K., & Fiatarone Singh, M. A. (2002). High-velocity resistance training increases skeletal muscle peak power in older women. *J Am Geriatr Soc*, 50(4), 655-662. doi:10.1046/j.1532-5415.2002.50159.x

Folland, J. P., Hawker, K., Leach, B., Little, T., & Jones, D. A. (2005). Strength training: isometric training at a range of joint angles versus dynamic training. *J Sports Sci*, 23(8), 817-824. doi:10.1080/02640410400021783

Foucher, K. C., Schlink, B. R., Shakoor, N., & Wimmer, M. A. (2012). Sagittal plane hip motion reversals during walking are associated with disease severity and poorer function in subjects with hip osteoarthritis. *Journal of Biomechanics*, 45(8), 1360-1365. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.03.008

Fragala, M. S., Cadore, E. L., Dorgo, S., Izquierdo, M., Kraemer, W. J., Peterson, M. D., & Ryan, E. D. (2019). Resistance Training for Older Adults: Position Statement From the National Strength and Conditioning Association. *J Strength Cond Res*, 33(8), 2019-2052. doi:10.1519/JSC.0000000000003230

Fragala, M. S., Fukuda, D. H., Stout, J. R., Townsend, J. R., Emerson, N. S., Boone, C. H., . . . Hoffman, J. R. (2014). Muscle quality index improves with resistance exercise training in older adults. *Exp Gerontol*, 53, 1-6. doi:10.1016/j.exger.2014.01.027

Fragala, M. S., Kenny, A. M., & Kuchel, G. A. (2015). Muscle quality in aging: a multi-dimensional approach to muscle functioning with applications for treatment. *Sports Med*, 45(5), 641-658. doi:10.1007/s40279-015-0305-z

Franchi, M. V., Reeves, N. D., & Narici, M. V. (2017). Skeletal Muscle Remodeling in Response to Eccentric vs. Concentric Loading: Morphological, Molecular, and Metabolic Adaptations. *Front Physiol*, 8, 447. doi:10.3389/fphys.2017.00447

Frontera, W. R. (2017). Physiologic Changes of the Musculoskeletal System with Aging: A Brief Review. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 28(4), 705-711. doi:<https://doi.org/10.1016/j.pmr.2017.06.004>

Frontera, W. R., Meredith, C. N., O'Reilly, K. P., Knuttgen, H. G., & Evans, W. J. (1988). Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function. *J Appl Physiol* (1985), 64(3), 1038-1044. doi:10.1152/jappl.1988.64.3.1038

Gambassi, B. B., Coelho-Junior, H. J., Schwingel, P. A., Almeida, F. J. F., Gaspar Novais, T. M., Lauande Oliveira, P. L., . . . Rodrigues, B. (2017). Resistance Training and Stroke: A Critical Analysis of Different Training Programs. *Stroke Res Treat*, 2017, 4830265. doi:10.1155/2017/4830265

Gans, C., & de Vree, F. (1987). Functional bases of fiber length and angulation in muscle. *J Morphol*, 192(1), 63-85. doi:10.1002/jmor.1051920106

Goodpaster, B. H., Carlson, C. L., Visser, M., Kelley, D. E., Scherzinger, A., Harris, T. B., . . . Newman, A. B. (2001). Attenuation of skeletal muscle and strength in the elderly: The Health ABC Study. *J Appl Physiol* (1985), 90(6), 2157-2165. doi:10.1152/jappl.2001.90.6.2157

Goodpaster, B. H., Chomentowski, P., Ward, B. K., Rossi, A., Glynn, N. W., Delmonico, M. J., . . . Newman, A. B. (2008). Effects of physical activity on strength and skeletal muscle fat infiltration in older adults: a randomized controlled trial. *J Appl Physiol* (1985), 105(5), 1498-1503. doi:10.1152/jappphysiol.90425.2008

Grontved, A., Rimm, E. B., Willett, W. C., Andersen, L. B., & Hu, F. B. (2012). A prospective study of weight training and risk of type 2 diabetes mellitus in men. *Arch Intern Med*, 172(17), 1306-1312. doi:10.1001/archinternmed.2012.3138

Hagberg, M., Harms-Ringdahl, K., Nisell, R., & Hjelm, E. W. (2000). Rehabilitation of neck-shoulder pain in women industrial workers: a randomized trial comparing isometric shoulder endurance training with isometric shoulder strength training. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(8), 1051-1058.

Hagstrom, A. D., Marshall, P. W., Lonsdale, C., Papalia, S., Cheema, B. S., Toben, C., . . . Green, S. (2016). The effect of resistance training on markers of immune function and inflammation in previously sedentary women recovering from breast cancer: a randomized controlled trial. *Breast Cancer Res Treat*, 155(3), 471-482. doi:10.1007/s10549-016-3688-0

Hairi, N. N., Cumming, R. G., Naganathan, V., Handelsman, D. J., Le Couteur, D. G., Creasey, H., . . . Sambrook, P. N. (2010). Loss of muscle strength, mass (sarcopenia), and quality (specific force) and its relationship with functional limitation and physical disability: the Concord Health and Ageing in Men Project. *J Am Geriatr Soc*, 58(11), 2055-2062. doi:10.1111/j.1532-5415.2010.03145.x

Hakkinen, K., Kraemer, W. J., Newton, R. U., & Alen, M. (2001). 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 Physiologica Scandinavica*, 171(1), 51-62. doi:10.1046/j.1365-201X.2001.00781.x

Hakkinen, K., Pakarinen, A., Kraemer, W. J., Hakkinen, A., Valkeinen, H., & Alen, M. (2001). Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women. *J Appl Physiol (1985)*, 91(2), 569-580. doi:10.1152/jappl.2001.91.2.569

Harman, E. (1993). Exercise Physiology: Strength and Power A Definition of Terms. 15(6), 18-21.

Hass, C. J., Buckley, T. A., Pitsikoulis, C., & Barthelemy, E. J. (2012). Progressive resistance training improves gait initiation in individuals with Parkinson's disease. *Gait Posture*, 35(4), 669-673. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.12.022

Hazzard, W. R., & Halter, J. B. (2009). *Hazzard's geriatric medicine and gerontology*: Univerza v Ljubljani, Medicinska fakulteta.

Henwood, T. R., Riek, S., & Taaffe, D. R. (2008). Strength versus muscle power-specific resistance training in community-dwelling older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 63(1), 83-91. doi:10.1093/gerona/63.1.83

Heymsfield, S. B., Gonzalez, M. C., Lu, J., Jia, G., & Zheng, J. (2015). Skeletal muscle mass and quality: evolution of modern measurement concepts in the context of sarcopenia. *Proc Nutr Soc*, 74(4), 355-366. doi:10.1017/s0029665115000129

Hilton, T. N., Tuttle, L. J., Bohnert, K. L., Mueller, M. J., & Sinacore, D. R. (2008). Excessive adipose tissue infiltration in skeletal muscle in individuals with obesity, diabetes mellitus, and peripheral neuropathy: association with performance and function. *Physical Therapy*, 88(11), 1336-1344. doi:10.2522/ptj.20080079

Hislop, H., Avers, D., & Brown, M. (2013). *Daniels and Worthingham's Muscle Testing - E-Book: Techniques of Manual Examination and Performance Testing*: Elsevier Health Sciences.

Hong, A. R., & Kim, S. W. (2018). Effects of Resistance Exercise on Bone Health. *Endocrinol Metab (Seoul)*, 33(4), 435-444. doi:10.3803/EnM.2018.33.4.435

Hopkins, W. (2017). Spreadsheets for analysis of validity and reliability. *J Sportscience*, 21. doi:sportsci.org/2017/wghxls.htm.

Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc*, 41(1), 3-13. doi:10.1249/MSS.0b013e31818cb278

Hoppeler, H. (2014). *Eccentric Exercise: Physiology and application in sport and rehabilitation*: Taylor & Francis.

Hurwitz, D. E., Hulet, C. H., Andriacchi, T. P., Rosenberg, A. G., & Galante, J. O. (1997). Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion. *J Orthop Res*, 15(4), 629-635. doi:10.1002/jor.1100150421

Ibrahim, K., May, C. R., Patel, H. P., Baxter, M., Sayer, A. A., & Roberts, H. C. (2018). Implementation of grip strength measurement in medicine for older people wards as part of routine admission assessment: identifying facilitators and barriers using a theory-led intervention. *BMC Geriatr*, 18(1), 79. doi:10.1186/s12877-018-0768-5

Inder, J. D., Carlson, D. J., Dieberg, G., McFarlane, J. R., Hess, N. C., & Smart, N. A. (2016). Isometric exercise training for blood pressure management: a systematic review and meta-analysis to optimize benefit. *Hypertension Research*, 39(2), 88-94. doi:10.1038/hr.2015.111

Isner-Horobeti, M.-E., Dufour, S. P., Vautravers, P., Geny, B., Coudeyre, E., & Richard, R. (2013). Eccentric Exercise Training: Modalities, Applications and Perspectives. *Sports Medicine*, 43(6), 483-512. doi:10.1007/s40279-013-0052-y

Jadczak, A. D., Makwana, N., Luscombe-Marsh, N., Visvanathan, R., & Schultz, T. J. (2018). Effectiveness of exercise interventions on physical function in community-dwelling frail older people: an umbrella review of systematic reviews. *JBI Database System Rev Implement Rep*, 16(3), 752-775. doi:10.11124/JBISRIR-2017-003551

Janssen, W. G., Bussmann, H. B., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Physical Therapy*, 82(9), 866-879.

Jara, C. C., Ríos, L. J. C., Mayorga, D. J., Rios, I. C., Salazar, C. M., & Beraldo, P. C. (2017). Comparison of two incremental protocols for evaluation of hip extension *J Fisioterapia em Movimento*, 30, 133-140.

Jerez, D. A., Machado, R., & Cerda, E. (2018). AB1400-HPR Muscle quality index in obese subjects with hip osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 77(Suppl 2), 1835. doi:10.1136/annrheumdis-2018-eular.4586

Jerez-Mayorga, D., Chiroso Rios, L. J., Reyes, A., Delgado-Floody, P., Machado Payer, R., & Guisado Requena, I. M. (2019). Muscle quality index and isometric strength in older adults with hip osteoarthritis. *PeerJ*, 7, e7471. doi:10.7717/peerj.7471

Jones, C. J., Rikli, R. E., & Beam, W. C. (1999). A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. *Res Q Exerc Sport*, 70(2), 113-119. doi:10.1080/02701367.1999.10608028

Jubrias, S. A., Esselman, P. C., Price, L. B., Cress, M. E., & Conley, K. E. (2001). Large energetic adaptations of elderly muscle to resistance and endurance training. *J Appl Physiol* (1985), 90(5), 1663-1670. doi:10.1152/jappl.2001.90.5.1663

Judd, D. L., Thomas, A. C., Dayton, M. R., & Stevens-Lapsley, J. E. (2014). Strength and functional deficits in individuals with hip osteoarthritis compared to healthy, older adults. *Disabil Rehabil*, 36(4), 307-312. doi:10.3109/09638288.2013.790491

Kanehisa, H., & Miyashita, M. (1983). Effect of isometric and isokinetic muscle training on static strength and dynamic power. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 50(3), 365-371.

Kannus, P. (1994). Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med*, 15 Suppl 1, S11-18. doi:10.1055/s-2007-1021104

Katsura, Y., Takeda, N., Hara, T., Takahashi, S., & Nosaka, K. (2019). Comparison between eccentric and concentric resistance exercise training without equipment for changes in muscle strength and functional fitness of older adults. *Eur J Appl Physiol*, 119(7), 1581-1590. doi:10.1007/s00421-019-04147-0

Kawakami, Y., Abe, T., & Fukunaga, T. (1993). Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *J Appl Physiol* (1985), 74(6), 2740-2744. doi:10.1152/jappl.1993.74.6.2740

Kellgren, J. H., & Lawrence, J. S. (1957). Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis*, 16(4), 494-502.

Kendall, F. P., McCreary, E. K., & Provance, P. G. (2005). *Muscles: Testing and Function with Posture and Pain*: Lippincott Williams & Wilkins.

Kennis, E., Verschueren, S., Van Roie, E., Thomis, M., Lefevre, J., & Delecluse, C. (2014). Longitudinal impact of aging on muscle quality in middle-aged men. *J AGE*, 36(4), 9689. doi:10.1007/s11357-014-9689-1

Keum, N., Bao, Y., Smith-Warner, S. A., Orav, J., Wu, K., Fuchs, C. S., & Giovannucci, E. L. (2016). Association of Physical Activity by Type and Intensity With Digestive System Cancer Risk. *JAMA Oncol*, 2(9), 1146-1153. doi:10.1001/jamaoncol.2016.0740

Kitai, T. A., & Sale, D. G. (1989). Specificity of joint angle in isometric training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 58(7), 744-748.

Knuttgen, H. G., & Kraemer, W. J. (1987). Terminology and Measurement in Exercise Performance. 1(1), 1-10.

Komi, P. V., IOC Medical Commission, & International Federation of Sports Medicine. (2003). *Strength and power in sport* [In *The Encyclopaedia of sports medicine v 3* (pp. xiv, 523 p.).

Komi, P. V., Linnamo, V., Silventoinen, P., & Sillanpaa, M. (2000). Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Med Sci Sports Exerc*, 32(10), 1757-1762.

Konow, N., & Roberts, T. J. (2015). The series elastic shock absorber: tendon elasticity modulates energy dissipation by muscle during burst deceleration. *Proc Biol Sci*, 282(1804), 20142800. doi:10.1098/rspb.2014.2800

Koster, A., Ding, J., Stenholm, S., Caserotti, P., Houston, D. K., Nicklas, B. J., . . . Harris, T. B. (2011). Does the amount of fat mass predict age-related loss of lean mass, muscle strength, and muscle quality in older adults? *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 66(8), 888-895. doi:10.1093/gerona/qlr070

Kraemer, R. R., & Castracane, V. D. (2015). Endocrine alterations from concentric vs. eccentric muscle actions: a brief review. *Metabolism*, 64(2), 190-201. doi:10.1016/j.metabol.2014.10.024

Krause, D. A., Schlagel, S. J., Stember, B. M., Zoetewey, J. E., & Hollman, J. H. (2007). Influence of lever arm and stabilization on measures of hip abduction and adduction torque obtained by hand-held dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil*, 88(1), 37-42. doi:10.1016/j.apmr.2006.09.011

Kryger, A. I., & Andersen, J. L. (2007). Resistance training in the oldest old: consequences for muscle strength, fiber types, fiber size, and MHC isoforms. *Scand J Med Sci Sports*, 17(4), 422-430. doi:10.1111/j.1600-0838.2006.00575.x

Kubo, K., Ikebukuro, T., Yaeshima, K., Yata, H., Tsunoda, N., & Kanehisa, H. (2009). Effects of static and dynamic training on the stiffness and blood volume of tendon in vivo. *J Appl Physiol (1985)*, 106(2), 412-417. doi:10.1152/jappphysiol.91381.2008

Kubo, K., Ishigaki, T., & Ikebukuro, T. (2017). Effects of plyometric and isometric training on muscle and tendon stiffness in vivo. *Physiol Rep*, 5(15). doi:10.14814/phy2.13374

Kumban, W., Amatachaya, S., Emasithi, A., & Siritaratiwat, W. (2013). Five-times-sit-to-stand test in children with cerebral palsy: reliability and concurrent validity. *NeuroRehabilitation*, 32(1), 9-15. doi:10.3233/nre-130818

Kyle, U. G., Genton, L., Hans, D., Karsegard, V. L., Michel, J. P., Slosman, D. O., & Pichard, C. (2001). Total body mass, fat mass, fat-free mass, and skeletal muscle in older people: cross-sectional differences in 60-year-old persons. *J Am Geriatr Soc*, 49(12), 1633-1640. doi:10.1046/j.1532-5415.2001.t01-1-49272.x

LaStayo, P., Marcus, R., Dibble, L., Frajacomo, F., & Lindstedt, S. (2013). Eccentric exercise in rehabilitation: safety, feasibility, and application. *Journal of Applied Physiology*, 116(11), 1426-1434. doi:10.1152/jappphysiol.00008.2013

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

Lauretani, F., Meschi, T., Ticinesi, A., & Maggio, M. (2017). "Brain-muscle loop" in the fragility of older persons: from pathophysiology to new organizing models. *Aging Clin Exp Res*, 29(6), 1305-1311. doi:10.1007/s40520-017-0729-4

Levinger, P., Dunn, J., Bifera, N., Butson, M., Elias, G., & Hill, K. D. (2017). High-speed resistance training and balance training for people with knee osteoarthritis to reduce falls

risk: study protocol for a pilot randomized controlled trial. *Trials*, 18(1), 384. doi:10.1186/s13063-017-2129-7

Lieber, R. L., & Friden, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve*, 23(11), 1647-1666.

Lindle, R. S., Metter, E. J., Lynch, N. A., Fleg, J. L., Fozard, J. L., Tobin, J., . . . Hurley, B. F. (1997). Age and gender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20-93 yr. *J Appl Physiol* (1985), 83(5), 1581-1587. doi:10.1152/jappl.1997.83.5.1581

Liu-Ambrose, T., & Donaldson, M. G. (2009). Exercise and cognition in older adults: is there a role for resistance training programmes? *Br J Sports Med*, 43(1), 25-27. doi:10.1136/bjism.2008.055616

Loureiro, A., Mills, P. M., & Barrett, R. S. (2013). Muscle weakness in hip osteoarthritis: A systematic review. *Arthritis Care & Research*, 65(3), 340-352. doi:10.1002/acr.21806

Lum, D., & Barbosa, T. M. (2019). Brief Review: Effects of Isometric Strength Training on Strength and Dynamic Performance. *Int J Sports Med*, 40(6), 363-375. doi:10.1055/a-0863-4539

Lynch, N. A., Metter, E. J., Lindle, R. S., Fozard, J. L., Tobin, J. D., Roy, T. A., . . . Hurley, B. F. (1999). Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *J Appl Physiol* (1985), 86(1), 188-194. doi:10.1152/jappl.1999.86.1.188

Magni, N. E., McNair, P. J., & Rice, D. A. (2017). The effects of resistance training on muscle strength, joint pain, and hand function in individuals with hand osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Arthritis Res Ther*, 19(1), 131. doi:10.1186/s13075-017-1348-3

Makizako, H., Shimada, H., Doi, T., Tsutsumimoto, K., Nakakubo, S., Hotta, R., & Suzuki, T. (2017). Predictive Cutoff Values of the Five-Times Sit-to-Stand Test and the Timed "Up & Go" Test for Disability Incidence in Older People Dwelling in the Community. *Physical Therapy*, 97(4), 417-424. doi:10.2522/ptj.20150665

McGregor, R. A., Cameron-Smith, D., & Poppitt, S. D. (2014). It is not just muscle mass: a review of muscle quality, composition and metabolism during ageing as determinants of muscle function and mobility in later life. *Longev Healthspan*, 3(1), 9. doi:10.1186/2046-2395-3-9

McGuigan, M. R., Newton, M. J., Winchester, J. B., & Nelson, A. G. (2010). Relationship between isometric and dynamic strength in recreationally trained men. *J Strength Cond Res*, 24(9), 2570-2573. doi:10.1519/JSC.0b013e3181ecd381

McGuigan, M. R., Winchester, J. B., & Erickson, T. (2006). The importance of isometric maximum strength in college wrestlers. *J Sports Sci Med*, 5(Cssi), 108-113.

Medina-Mirapeix, F., Vivo-Fernandez, I., Lopez-Canizares, J., Garcia-Vidal, J. A., Benitez-Martinez, J. C., & Del Bano-Aledo, M. E. (2018). Five times sit-to-stand test in subjects with total knee replacement: Reliability and relationship with functional mobility tests. *Gait Posture*, 59, 258-260. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.10.028

Mehmet, H., Yang, A. W. H., & Robinson, S. R. (2019). What is the optimal chair stand test protocol for older adults? A systematic review. *Disabil Rehabil*, 1-8. doi:10.1080/09638288.2019.1575922

Melo, T. A., Duarte, A. C. M., Bezerra, T. S., Franca, F., Soares, N. S., & Brito, D. (2019). The Five Times Sit-to-Stand Test: safety and reliability with older intensive care unit patients at discharge. *Rev Bras Ter Intensiva*, 31(1), 27-33. doi:10.5935/0103-507x.20190006

Millar, P. J., McGowan, C. L., Cornelissen, V. A., Araujo, C. G., & Swaine, I. L. (2014). Evidence for the role of isometric exercise training in reducing blood pressure: potential mechanisms and future directions. *Sports Med*, 44(3), 345-356. doi:10.1007/s40279-013-0118-x

Millor, N., Lecumberri, P., Gomez, M., Martinez-Ramirez, A., & Izquierdo, M. (2013). An evaluation of the 30-s chair stand test in older adults: frailty detection based on kinematic

parameters from a single inertial unit. *J Neuroeng Rehabil*, 10, 86. doi:10.1186/1743-0003-10-86

Misic, M. M., Rosengren, K. S., Woods, J. A., & Evans, E. M. (2007). Muscle quality, aerobic fitness and fat mass predict lower-extremity physical function in community-dwelling older adults. *Gerontology*, 53(5), 260-266. doi:10.1159/000101826

Miura N Pt, B. S., Tagomori K Pt, B. S., Ikutomo, H. P., Nakagawa N Pt, P., & Masuhara K Md, P. (2018). Leg loading during quiet standing and sit-to-stand movement for one year after total hip arthroplasty. *Physiother Theory Pract*, 34(7), 529-533. doi:10.1080/09593985.2017.1422203

Mong, Y., Teo, T. W., & Ng, S. S. (2010). 5-repetition sit-to-stand test in subjects with chronic stroke: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil*, 91(3), 407-413. doi:10.1016/j.apmr.2009.10.030

Morcelli, M. H., Rossi, D. M., Karuka, A. H., Crozara, L. F., Hallal, C. Z., Marques, N. R., . . . Navega, M. T. (2016). Peak torque, reaction time, and rate of torque development of hip abductors and adductors of older women. *Physiother Theory Pract*, 32(1), 45-52. doi:10.3109/09593985.2015.1091870

Morse, C. I., Thom, J. M., Mian, O. S., Birch, K. M., & Narici, M. V. (2007). Gastrocnemius specific force is increased in elderly males following a 12-month physical training programme. *Eur J Appl Physiol*, 100(5), 563-570. doi:10.1007/s00421-006-0246-1

Morse, C. I., Thom, J. M., Mian, O. S., Muirhead, A., Birch, K. M., & Narici, M. V. (2005). Muscle strength, volume and activation following 12-month resistance training in 70-year-old males. *Eur J Appl Physiol*, 95(2-3), 197-204. doi:10.1007/s00421-005-1342-3

Mukaka, M. M. (2012). Statistics corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi medical journal : the journal of Medical Association of Malawi*, 24(3), 69-71.

Müller, S., Baur, H., König, T., Hirschmüller, A., Mayer, F. J. I., & Science, E. (2007). Reproducibility of isokinetic single-and multi-joint strength measurements in healthy and injured athletes. *15*(4), 295-302.

Myers, A. M., Beam, N. W., & Fakhoury, J. D. (2017). Resistance training for children and adolescents. *Transl Pediatr*, *6*(3), 137-143. doi:10.21037/tp.2017.04.01

Narici, M. V., & Maganaris, C. N. (2006). Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading. *J Anat*, *208*(4), 433-443. doi:10.1111/j.1469-7580.2006.00548.x

Naugle, K. M., Fillingim, R. B., & Riley, J. L., 3rd. (2012). A meta-analytic review of the hypoalgesic effects of exercise. *J Pain*, *13*(12), 1139-1150. doi:10.1016/j.jpain.2012.09.006

Nunez, F. J., Hoyo, M., Lopez, A. M., Sanudo, B., Otero-Esquina, C., Sanchez, H., & Gonzalo-Skok, O. (2019). Eccentric-concentric Ratio: A Key Factor for Defining Strength Training in Soccer. *Int J Sports Med*. doi:10.1055/a-0977-5478

O'Brien, M. (2010). *Aids to the Examination of the Peripheral Nervous System*: Saunders.

Ochala, J., Frontera, W. R., Dorer, D. J., Van Hoecke, J., & Krivickas, L. S. (2007). Single skeletal muscle fiber elastic and contractile characteristics in young and older men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, *62*(4), 375-381. doi:10.1093/gerona/62.4.375

Øiestad, B. E., Juhl, C. B., Eitzen, I., & Thorlund, J. B. (2015). Knee extensor muscle weakness is a risk factor for development of knee osteoarthritis. A systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*, *23*(2), 171-177. doi:<https://doi.org/10.1016/j.joca.2014.10.008>

Oranchuk, D. J., Storey, A. G., Nelson, A. R., & Cronin, J. B. (2019). Isometric training and long-term adaptations: Effects of muscle length, intensity, and intent: A systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *29*(4), 484-503. doi:10.1111/sms.13375

Osternig, L. R. (1986). Isokinetic dynamometry: implications for muscle testing and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev*, 14, 45-80.

Padilha, C. S., Marinello, P. C., Galvao, D. A., Newton, R. U., Borges, F. H., Frajacomo, F., & Deminice, R. (2017). Evaluation of resistance training to improve muscular strength and body composition in cancer patients undergoing neoadjuvant and adjuvant therapy: a meta-analysis. *J Cancer Surviv*, 11(3), 339-349. doi:10.1007/s11764-016-0592-x

Papadopoulos, C., Theodosiou, K., Bogdanis, G. C., Gkantiraga, E., Gissis, I., Sambanis, M., . . . Sotiropoulos, A. (2014). Multiarticular isokinetic high-load eccentric training induces large increases in eccentric and concentric strength and jumping performance. *J Strength Cond Res*, 28(9), 2680-2688. doi:10.1519/JSC.0000000000000456

Peterson, M., Butler, S., Eriksson, M., & Svärdsudd, K. (2014). A randomized controlled trial of eccentric vs. concentric graded exercise in chronic tennis elbow (lateral elbow tendinopathy). *Clinical Rehabilitation*, 28(9), 862-872. doi:10.1177/0269215514527595

Peterson, M. D., Sen, A., & Gordon, P. M. (2011). Influence of resistance exercise on lean body mass in aging adults: a meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*, 43(2), 249-258. doi:10.1249/MSS.0b013e3181eb6265

Plotnikov, S. V., Kenny, A. M., Walsh, S. J., Zubrowski, B., Joseph, C., Scranton, V. L., . . . Mohler, W. A. (2008). Measurement of muscle disease by quantitative second-harmonic generation imaging. *J Biomed Opt*, 13(4), 044018. doi:10.1117/1.2967536

Raue, U., Slivka, D., Minchev, K., & Trappe, S. (2009). Improvements in whole muscle and myocellular function are limited with high-intensity resistance training in octogenarian women. *J Appl Physiol (1985)*, 106(5), 1611-1617. doi:10.1152/jappphysiol.91587.2008

Rees, J. D., Wolman, R. L., & Wilson, A. (2009). Eccentric exercises; why do they work, what are the problems and how can we improve them? *British Journal of Sports Medicine*, 43(4), 242. doi:10.1136/bjism.2008.052910

Reeves, N. D., Narici, M. V., & Maganaris, C. N. (2004a). Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. *J Appl Physiol (1985)*, *96*(3), 885-892. doi:10.1152/jappphysiol.00688.2003

Reeves, N. D., Narici, M. V., & Maganaris, C. N. (2004b). In vivo human muscle structure and function: adaptations to resistance training in old age. *Exp Physiol*, *89*(6), 675-689. doi:10.1113/expphysiol.2004.027797

Reychler, G., Audag, N., Mestre, N. M., & Caty, G. (2019). Assessment of Validity and Reliability of the 1-Minute Sit-to-Stand Test to Measure the Heart Rate Response to Exercise in Healthy Children. *JAMA Pediatr*, *173*(7), 692-693. doi:10.1001/jamapediatrics.2019.1084

Reychler, G., Boucard, E., Peran, L., Pichon, R., Le Ber-Moy, C., Ouksel, H., . . . Beaumont, M. (2018). One minute sit-to-stand test is an alternative to 6MWT to measure functional exercise performance in COPD patients. *Clin Respir J*, *12*(3), 1247-1256. doi:10.1111/crj.12658

Rio, E., van Ark, M., Docking, S., Moseley, G. L., Kidgell, D., Gaida, J. E., . . . Cook, J. (2017). Isometric Contractions Are More Analgesic Than Isotonic Contractions for Patellar Tendon Pain: An In-Season Randomized Clinical Trial. *Clin J Sport Med*, *27*(3), 253-259. doi:10.1097/jsm.0000000000000364

Roberts, H. C., Denison, H. J., Martin, H. J., Patel, H. P., Syddall, H., Cooper, C., & Sayer, A. A. (2011). A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: towards a standardised approach. *Age Ageing*, *40*(4), 423-429. doi:10.1093/ageing/afr051

Rothstein, J. M., Lamb, R. L., & Mayhew, T. P. (1987). Clinical uses of isokinetic measurements. Critical issues. *Physical Therapy*, *67*(12), 1840-1844. doi:10.1093/ptj/67.12.1840

Sardeli, A. V., Tomeleri, C. M., Cyrino, E. S., Fernhall, B., Cavaglieri, C. R., & Chacon-Mikahil, M. P. T. (2018). Effect of resistance training on inflammatory markers of older adults: A meta-analysis. *Exp Gerontol*, *111*, 188-196. doi:10.1016/j.exger.2018.07.021

Schoenfeld, B. J., Ogborn, D. I., Vigotsky, A. D., Franchi, M. V., & Krieger, J. W. (2017). Hypertrophic Effects of Concentric vs. Eccentric Muscle Actions: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Strength Cond Res*, *31*(9), 2599-2608. doi:10.1519/jsc.0000000000001983

Schrager, M. A., Metter, E. J., Simonsick, E., Ble, A., Bandinelli, S., Lauretani, F., & Ferrucci, L. (2007). Sarcopenic obesity and inflammation in the InCHIANTI study. *J Appl Physiol* (1985), *102*(3), 919-925. doi:10.1152/jappphysiol.00627.2006

Segal, R. J., Reid, R. D., Courneya, K. S., Sigal, R. J., Kenny, G. P., Prud'Homme, D. G., . . . Slovinc D'Angelo, M. E. (2009). Randomized controlled trial of resistance or aerobic exercise in men receiving radiation therapy for prostate cancer. *J Clin Oncol*, *27*(3), 344-351. doi:10.1200/JCO.2007.15.4963

Silva, B. S. A., Ramos, D., Bertolini, G. N., Freire, A., Leite, M. R., Camillo, C. A., . . . Ramos, E. M. C. (2019). Resistance exercise training improves mucociliary clearance in subjects with COPD: A randomized clinical trial. *Pulmonology*. doi:10.1016/j.pulmoe.2019.01.001

Silva, P. F., Quintino, L. F., Franco, J., & Faria, C. D. (2014). Measurement properties and feasibility of clinical tests to assess sit-to-stand/stand-to-sit tasks in subjects with neurological disease: a systematic review. *Braz J Phys Ther*, *18*(2), 99-110.

Staartjes, V. E., & Schroder, M. L. (2018). The five-repetition sit-to-stand test: evaluation of a simple and objective tool for the assessment of degenerative pathologies of the lumbar spine. *J Neurosurg Spine*, *29*(4), 380-387. doi:10.3171/2018.2.Spine171416

Stark, T., Walker, B., Phillips, J. K., Fejer, R., & Beck, R. (2011). Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *Pm r*, *3*(5), 472-479. doi:10.1016/j.pmrj.2010.10.025

Stewart, A., Marfell-Jones, T. O. A. S. L. C. M., Marfell-Jones, M., & Kinanthropometry, I. S. f. A. o. (2006). *International Standards for Anthropometric Assessment*: International Society for the Advancement of Kinanthropometry.

Strasser, B., Arvandi, M., & Siebert, U. (2012). Resistance training, visceral obesity and inflammatory response: a review of the evidence. *Obes Rev*, *13*(7), 578-591. doi:10.1111/j.1467-789X.2012.00988.x

Suchomel, T. J., Wagle, J. P., Douglas, J., Taber, C. B., Harden, M., Haff, G. G., . . . Kinesiology. (2019). Implementing Eccentric Resistance Training—Part 1: A Brief Review of Existing Methods. *4*(2), 38.

Takai, Y., Ohta, M., Akagi, R., Kanehisa, H., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2009). Sit-to-stand test to evaluate knee extensor muscle size and strength in the elderly: a novel approach. *J Physiol Anthropol*, *28*(3), 123-128.

Tanasescu, M., Leitzmann, M. F., Rimm, E. B., Willett, W. C., Stampfer, M. J., & Hu, F. B. (2002). Exercise type and intensity in relation to coronary heart disease in men. *JAMA*, *288*(16), 1994-2000. doi:10.1001/jama.288.16.1994

Therapists, A. S. o. H., MacDermid, J., Solomon, G., & Valdes, K. (2015). *Clinical Assessment Recommendations*: American Society of Hand Therapists.

Tracy, B. L., Ivey, F. M., Hurlbut, D., Martel, G. F., Lemmer, J. T., Siegel, E. L., . . . Hurley, B. F. (1999). Muscle quality. II. Effects Of strength training in 65- to 75-yr-old men and women. *J Appl Physiol (1985)*, *86*(1), 195-201. doi:10.1152/jappl.1999.86.1.195

van Lummel, R. C., Walgaard, S., Maier, A. B., Ainsworth, E., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2016). The Instrumented Sit-to-Stand Test (iSTS) Has Greater Clinical Relevance than the Manually Recorded Sit-to-Stand Test in Older Adults. *PLoS One*, *11*(7), e0157968. doi:10.1371/journal.pone.0157968

Vega, E. C., Jerez-Mayorga, D., Payer, R. M., Jara, C. C., Guzman-Guzman, I., Ponce, A. R., & Chiroso, L. J. (2018). Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using

different normalization methods in a functional electromechanical device. *Plos One*, 13(8). doi:ARTN e0202248  
10.1371/journal.pone.0202248

Wearing, J., deBruin, E. D., & Stokes, M. (2018). Investigations on muscle composition and muscle power in older people. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 22(4), 855. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2018.09.029>

Yanagawa, N., Shimomitsu, T., Kawanishi, M., Fukunaga, T., & Kanehisa, H. (2016). Relationship between performances of 10-time-repeated sit-to-stand and maximal walking tests in non-disabled older women. *Journal of physiological anthropology*, 36(1), 2-2. doi:10.1186/s40101-016-0100-z

Yang, Z., Scott, C. A., Mao, C., Tang, J., & Farmer, A. J. (2014). Resistance exercise versus aerobic exercise for type 2 diabetes: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med*, 44(4), 487-499. doi:10.1007/s40279-013-0128-8

Yu, F., Hedstrom, M., Cristea, A., Dalen, N., & Larsson, L. (2007). Effects of ageing and gender on contractile properties in human skeletal muscle and single fibres. *Acta Physiologica (Oxf)*, 190(3), 229-241. doi:10.1111/j.1748-1716.2007.01699.x

Zacharias, A., Green, R. A., Semciw, A., English, D. J., Kapakoulakis, T., & Pizzari, T. (2018). Atrophy of hip abductor muscles is related to clinical severity in a hip osteoarthritis population. *Clin Anat*, 31(4), 507-513. doi:10.1002/ca.23064

Zacharias, A., Pizzari, T., English, D. J., Kapakoulakis, T., & Green, R. A. (2016). Hip abductor muscle volume in hip osteoarthritis and matched controls. *Osteoarthritis and Cartilage*, 24(10), 1727-1735. doi:<https://doi.org/10.1016/j.joca.2016.05.002>

Zhang, X. S., Liu, Y. H., Zhang, Y., Xu, Q., Yu, X. M., Yang, X. Y., . . . Xue, C. Y. (2017). Handgrip Strength as a Predictor of Nutritional Status in Chinese Elderly Inpatients at Hospital Admission. *Biomed Environ Sci*, 30(11), 802-810. doi:10.3967/bes2017.108

Zhao, R., Zhao, M., & Xu, Z. (2015). The effects of differing resistance training modes on the preservation of bone mineral density in postmenopausal women: a meta-analysis. *Osteoporos Int*, 26(5), 1605-1618. doi:10.1007/s00198-015-3034-0

Zoladz, J. A., Szkutnik, Z., Majerczak, J., Grandys, M., Duda, K., & Grassi, B. (2012). Isometric strength training lowers the O<sub>2</sub> cost of cycling during moderate-intensity exercise. *Eur J Appl Physiol*, 112(12), 4151-4161. doi:10.1007/s00421-012-2405-x



# 18 Anexos





### Anexo 3. Cuestionario PAR-Q.

#### PAR-Q

Para poder aumentar el nivel de actividad física o realizar esfuerzo físico mayor del que habitualmente realiza en su vida diaria, es recomendable que responda las siguientes siete preguntas (**SI** o **NO**) en forma responsable y consciente. Luego, siga las instrucciones que se dan al final del cuestionario.

Fecha:	Si	No
¿Alguna vez el médico le ha dicho que Ud. tiene un problema cardíaco y que por eso sólo debería realizar actividad física recomendada por él?		
¿Cuándo hace actividad física siente dolor en el pecho?		
¿En el último mes y estando en reposo, ha sentido dolor en el pecho?		
¿Pierde el equilibrio por mareos o vértigo, o alguna vez ha perdido el conocimiento?		
¿Tiene un problema óseo o articular que pudiera empeorar por un aumento en su actividad física habitual?		
¿Actualmente el médico le está prescribiendo medicamentos (por ejemplo, diuréticos) para su presión arterial o para su corazón?		
¿Conoce <u>alguna otra razón</u> por la cual no debería hacer actividad física?		

Si respondió **SI** a al menos una de las preguntas, debe consultar al médico para que él decida si la actividad física que piensa realizar es segura para su salud. Si respondió **NO** a todas las preguntas, puede empezar a realizar más actividad física de la que habitualmente hace, lo cual será seguro para su salud siempre y cuando lo realice de manera progresiva. Si su estado de salud cambia durante el programa deberá reportarlo a los investigadores.

Yo, \_\_\_\_\_, con mi firma CERTIFICO que he leído y comprendido completa y correctamente el cuestionario y mis respuestas son ciertas y apegadas a la verdad.

\_\_\_\_\_  
Firma del usuario

\_\_\_\_\_  
Firma del Investigador