



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO
Programa de Doctorado en Ciencias del Deporte

Optimización de la configuración mecánica y de los efectos
del entrenamiento en parques biosaludables sobre la
condición física y la salud

Autor:

D. Abraham López Vivancos

Directores:

Dr. D. Pablo Jorge Marcos Pardo

Dr. D. Francisco Javier Orquín Castrillón

Dr. D. Ruperto Menayo Antúnez

Murcia, Julio de 2020



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO
Programa de Doctorado en Ciencias del Deporte

Optimización de la configuración mecánica y de los efectos
del entrenamiento en parques biosaludables sobre la
condición física y la salud

Autor:

D. Abraham López Vivancos

Directores:

Dr. D. Pablo Jorge Marcos Pardo

Dr. D. Francisco Javier Orquín Castrillón

Dr. D. Ruperto Menayo Antúnez

Murcia, Julio de 2020



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

AUTORIZACIÓN DE LO/S DIRECTOR/ES DE LA TESIS PARA SU PRESENTACIÓN

El Dr. D. Pablo Jorge Marcos Pardo, el Dr. D. Francisco Javier Orquín Castrillón y el Dr. D. Ruperto Menayo Antúnez como Directores de la Tesis Doctoral titulada “Optimización de la configuración mecánica y de los efectos del entrenamiento en parques biosaludables sobre la condición física y la salud” realizada por D. Abraham López Vivancos en el Departamento de Ciencias de la Actividad física y del deporte, **autoriza su presentación a trámite** dado que reúne las condiciones necesarias para su defensa.

Lo que firmo, para dar cumplimiento al Real Decreto 99/2011, 1393/2007, 56/2005 y 778/98, en Murcia a 15 de junio de 2020.

Dr. Pablo J. Marcos-Pardo

Dr. Fco. Javier Orquín-Castrillón

Dr. Ruperto Menayo-Antúnez

AGRADECIMIENTOS

La presente tesis doctoral es fruto del proyecto “Investigación aplicada a la mejora de la configuración mecánica de maquinaria biosaludable con el objetivo de conseguir un beneficio óptimo de los efectos de su uso sobre la condición física y la salud” (Expediente 2015.08.ID+I.0023) concedido por el Instituto de Fomento de la Región de Murcia (INFO), con la colaboración de Copele S.L, Entorno Urbano S.L, y del Centro tecnológico del metal, agradeciendo su implicación, confianza y ayuda durante todo el proceso.

Por otro lado, agradecer a la Universidad Católica San Antonio de Murcia, principalmente al vicerrectorado de investigación por la oportunidad al concederme una beca pre-doctoral.

A Ruperto, por su compromiso y competencia, muchas gracias.

A Pablo mi padre académico, director y amigo, por su preocupación y orientación durante todos estos años en lo académico, pero lo que es más importante en lo personal, muchas gracias.

A Javi, director y amigo, un soplo de viento fresco, por su preocupación y orientación, muchas gracias.

A todos mis amigos, muchas gracias.

Pero en especial:

A mis padres José y Fina, mi hermano David, por el esfuerzo y ejemplo para que yo esté aquí, por todo, MUCHAS GRACIAS.

A ti María, mi mujer, mi vida, por tu amor, por tu fortaleza, por tu constancia, por todo lo que eres, te admiro, te quiero, MUCHAS GRACIAS.

"Al final, lo que cuenta no son los años de tu vida, sino la vida de tus años" (Abraham Lincoln)

RESUMEN

Introducción: El mundo ha estado experimentando un cambio demográfico dramático desde mitad del siglo XX, y casi todos los países se enfrentan a los desafíos del envejecimiento en el próximo siglo. Este desequilibrio demográfico, repercute en el cambio de dinámicas sociales, políticas, económicas y personales. No obstante, el envejecimiento conlleva un aumento de la fragilidad, la disminución de la funcionalidad y fuerza muscular, aunque es un proceso de deterioro fuertemente influenciado por factores que afectan al estilo de vida, siendo la actividad física, uno de los principales factores que pueden retrasar los efectos adversos. Los parques biosaludables contribuyen a la creación de un nuevo estilo de vida centrado en la actividad física y la salud, pero no todo son aspectos positivos, ya que las maquinarias de estos parques no presentan una ergonomía realmente saludable, ni adaptable a las características de los usuarios, lo que supone un riesgo de lesión.

Objetivos: Comparar y optimizar la configuración biomecánica y la respuesta electromiográfica de la maquinaria presente en los parques biosaludables.

Método: Se realizó un muestreo no probabilístico y por conveniencia para obtener una muestra de 17 hombres voluntarios, que cumplieran con los criterios de inclusión y no presentaban ningún criterio de exclusión. La estructura de la investigación constó de una primera fase de modificación de la maquinaria, y posteriormente sesión de valoración de la respuesta electromiográfica en la principal musculatura implicada en las máquinas de press del hemisferio superior antiguo en agarre neutro (PAN) y del nuevo prototipo en los agarres neutro (PNN), abducción 1 (PNAA1), abducción 2 (PNAA2), abducción 3 (PNAA3), agarre de hombro (PNH), y también dichos agarres de la nueva maquinaria con una sobrecarga (+S), en la musculatura (porción calvicular y esternal del pectoral mayor, porción anterior y medial del deltoides, tríceps braquial,), además del análisis goniométrico del rango de movimiento en la articulación del codo (ROM), y ángulo de abducción de la articulación del hombro (ABD). Del mismo modo, la respuesta electromiográfica en el remo del hemisferio superior se valoró en el

antiguo con un agarre en pronación (RAP) y supinación (RAS), y en el nuevo prototipo con un agarre neutro (RNN), en pronación (RNP), en supinación (RNS), pronación cerrado (RNPC), y también dichos agarres de la nueva maquinaria con una sobrecarga (+S) en la musculatura (tríceps braquial, porción superior y medial del trapecio, bíceps braquial, dorsal ancho, erector espinal). En la segunda sesión se valoró la disposición sagital del raquis torácico y lumbar en el remo del hemisferio superior antiguo y del nuevo prototipo en los agarres de pronación, como en las posiciones de sedestación y bipedestación. Todos los valores de activación electromiográfica fueron normalizados en función de su contracción voluntaria máxima (MVC). Las comparaciones estadísticas de cada una de las variables analizadas, en cada una de las condiciones de las distintas máquinas en las que fueron registradas, se realizaron a través de un ANOVA de medidas repetidas.

Resultados: En cuanto a la activación electromiográfica del press del hemisferio superior, resultado de la media del %MVC de todos los grupos musculares implicados (%MVC general), principalmente los agarres PNAA3 y PNH presentaron significativos ($p \leq 0,05$) mayores niveles de activación que los agarres neutros PAN y PNN. El %MVC de la porción clavicular del pectoral mayor presentó mayores valores en PNN y PNH, mostrando diferencias significativas entre PAN y PNN ($p \leq 0,05$) y entre PNH con el resto de modalidades. En el pectoral esternal, no se mostró diferencias significativas entre agarres ($p > 0,05$). El deltoides anterior y medial mostró una alta EMG para el agarre el PNAA3 y PNH presentando diferencias significativas ($p \leq 0,05$) la alternativa de press de hombro (PNH) respecto al resto de modalidades, excepto con PNAA3. El tríceps mostró significativos mayores niveles en todas las alternativas del nuevo press en comparación con el antiguo. El incremento de la sobrecarga mostró significativos mayores niveles de activación entre agarres homólogos PNAA1 y PNAA1S en el %MVC general, entre PNAA3 y PNAA3S en el %MVC general y porción esternal del pectoral mayor, entre PNH y PNHS en la porción esternal del pectoral mayor. En cuanto al grupo muscular predominante, las porción medial y anterior del deltoides mostraron significativos mayores niveles de activación que el resto de musculatura. En el ROM, la alternativa PNN presentó significativos mayores valores angulares que el resto de alternativas. PNAA3, presentó significativos mayores niveles de abducción que el resto de

agarres. En el remo se observa una activación elevada en el %MVC general en RNP, mostrando mayoritariamente diferencias significativas ($p \leq 0,05$) con (RAP, RAS) y con la nueva alternativa (RNPC). El %MVC del tríceps presentó mayores valores de activación en RNP, mostrando diferencias significativas con RAP y RNN. El %MVC de la porción medial y posterior presentó mayores valores de activación en RNP, mostrando diferencias significativas con RAP, RAS y la nueva alternativa RNN. El %MVC del bíceps braquial presentó mayores valores en RNS, mostrando diferencias significativas con los agarres en pronación RAP, RNP y RNPC. El %MVC de la porción superior y medial del trapecio presentó mayores valores en RNP, mostrando diferencias significativas principalmente con RAS, RNN y RNPC. El %MVC del dorsal ancho presentó mayores valores en RNP y RNS, mostrando diferencias significativas principalmente con RNN y RNPC. El %MVC del erector espinal presentó menores valores en RNN, mostrando diferencias significativas principalmente con RAP y RAS. El incremento de la sobrecarga mostró significativos mayores niveles de activación entre agarres homólogos principalmente entre RNN y RNNS en el %MVC general, tríceps, deltoides posterior y dorsal ancho. En cuanto a la disposición sagital del raquis, RAP presentó una significativa menor cifosis torácica y lordosis lumbar.

Conclusiones: Los nuevos prototipos de maquinaria biosaludable se presentan como una alternativa óptima, presentando una mejor activación muscular y posición ergonómica saludable que la actual maquinaria biosaludable.

Palabras clave: Parque Biosaludable, actividad física, salud, envejecimiento, activación muscular, EMG, ergonomía.

ABSTRACT

Introduction: The world has been experiencing dramatic demographic change since the mid-20th century, and almost all countries face the challenges of ageing in the next century. This demographic imbalance is impacting on changing social, political, economic and personal dynamics. However, ageing entails an increase in fragility, a decrease in functionality and muscle strength, although it is a process of deterioration that is strongly influenced by lifestyle factors, with physical activity being one of the main factors that can delay adverse effects. Bio-healthy parks contribute to the creation of a new lifestyle focused on physical activity and health, but not everything is positive, since the machinery in these parks does not have really healthy ergonomics, nor is it adaptable to the characteristics of the users, which means a risk of injury.

Objective: To compare and optimise the biomechanical configuration and the electromyographic response of the machinery present in bio-health parks.

Methods: A non-probability and convenience sampling was done to obtain a sample of 17 male volunteers, who met the inclusion criteria and had no exclusion criteria. The structure of the investigation consisted of a first phase of modification of the machinery, and later a session of evaluation of the electromyographic response in the main muscles involved in the press machines of the old upper hemisphere in neutral grip (PAN) and of the new prototype in neutral grip (PNN), abduction 1 (PNAA1), abduction 2 (PNAA2), abduction 3 (PNAA3), Shoulder grip (PNH), and also such grips of the new machinery with an overload (+S), in the musculature (clavicular and sternal portion of the pectoralis major, anterior and medial portion of the deltoid, triceps), in addition to the goniometric analysis of the range of motion in the elbow joint (ROM), and abduction angle of the shoulder joint (ABD). Similarly, the electromyographic response in the upper hemisphere row was assessed in the old one with a grip on pronation (RAP) and supination (RAS), and in the new prototype with a neutral grip (RNN), on pronation (RNP), in supination (RNS), closed pronation (RNPC), and also such grips of the new machinery with an overload (+S) on the musculature (triceps, upper and medial portion of the trapezium, biceps, wide dorsal, spinal erector). In the second session, the sagittal disposition of the thoracic and lumbar spine in the old upper hemisphere row and of the new

prototype in the pronation grips, as well as in the sitting and standing positions, were evaluated. All electromyographic activation values were normalized according to their maximum voluntary contraction (MVC). The statistical comparisons of each of the variables analysed, in each of the conditions of the different machines in which they were recorded, were carried out by means of a repeated measurement ANOVA.

Results: Regarding the electromyographic activation of the upper hemisphere press, resulting from the average %MVC of all muscle groups involved (%MVC overall), mainly the PNAA3 and PNH grips presented significant ($p \leq 0,05$) higher activation levels than the neutral PAN and PNN grips. The %MVC of the clavicular portion of the major pectoral presented greater values in PNN and PNH, showing significant differences between PAN and PNN ($p \leq 0,05$) and between PNH with the rest of modalities. In the sternal pectoral, no significant differences were shown between grips ($p > 0,05$). The anterior and medial deltoid showed a high EMG for the grip of the PNAA3 and PNH presenting significant differences ($p \leq 0,05$) the alternative of shoulder press (PNH) with respect to the rest of modalities, except with PNAA3. The triceps showed significantly higher levels in all the alternatives of the new press compared to the old one. The increase in overload showed significantly higher levels of activation between homologous grips PNAA1 and PNAA1S in the %MVC overall, between PNAA3 and PNAA3S in the %MVC overall and sternal portion of the pectoralis major, between PNH and PNHS in the sternal portion of the pectoralis major. As for the predominant muscle group, the medial and anterior deltoid portion showed significantly higher levels of activation than the rest of the muscles. In the ROM, the PNN alternative presented significantly higher angular values than the rest of the alternatives. PNAA3, presented significantly higher levels of abduction than the rest of the grips. In rowing, a high activation in the general %MVC in RNP is observed, showing mostly significant differences ($p \leq 0,05$) with (RAP, RAS) and with the new alternative (RNPC). The %MVC of triceps presented higher activation values in RNP, showing significant differences with RAP and RNN. The %MVC of the medial and posterior portion presented higher activation values in RNP, showing significant differences with RAP, RAS and the new alternative RNN. The %MVC of the brachial biceps presented higher values in RNS, showing significant differences with RAP, RNP and RNPC pronation grips.

The %MVC of the upper and medial portion of the trapezium presented higher values in RNP, showing significant differences mainly with RAS, RNN and RNPC. The %MVC of the wide dorsal presented higher values in RNP and RNS, showing significant differences mainly with RNN and RNPC. The %MVC of the spinal erector presented lower values in RNN, showing significant differences mainly with RAP and RAS. The increase of the overload showed significant higher levels of activation between homologous grips mainly between RNN and RNNS in the general %MVC, triceps, posterior deltoid and wide dorsal. As for the sagittal disposition of the vertebral column, RAP showed significantly less thoracic kyphosis and lumbar lordosis.

Conclusions: The new bio-health machinery prototypes are presented as an optimal alternative, presenting a better muscle activation and healthy ergonomic position than the current bio-health machinery.

Keywords: Bio-health park, physical activity, health, aging, muscle activation, EMG, ergonomics

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	11
ABSTRACT.....	15
ÍNDICE GENERAL.....	19
SIGLAS Y ABREVIATURAS.....	21
ÍNDICE DE FIGURAS.....	23
ÍNDICE DE TABLAS.....	25
I - INTRODUCCIÓN.....	29
1.1 ENVEJECIMIENTO DE LA POBLACIÓN.....	29
1.2 CONSECUENCIAS DEL PROCESO DE ENVEJECIMIENTO.....	33
II – MARCO TEÓRICO.....	41
2.1 IMPORTANCIA DEL ENTRENAMIENTO RESISTIDO EN ADULTOS Y MAYORES.....	41
2.2 PARQUES BIOSALUDABLES.....	43
2.3 ERGONOMÍA EN EL ENTRENAMIENTO DE FUERZA.....	47
2.3.1 Ergonomía y biomecánica en los ejercicios de empuje del hemisferio superior.....	48
2.3.2 Ergonomía y biomecánica en los ejercicios de tracción del hemisferio superior.....	51
2.4 EFICACIA EN LOS EJERCICIOS DE FUERZA: ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE (EMGs).....	53
2.4.1 Activación muscular durante los ejercicios de empuje del hemisferio superior.....	55
2.4.2 Activación muscular durante los ejercicios de tracción del hemisferio superior.....	57
2.5. PROBLEMA DE ESTUDIO.....	60
III – OBJETIVOS.....	63
3.1. OBJETIVO PRINCIPAL.....	63
3.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS.....	63
3.3. HIPÓTESIS.....	63
IV - MATERIAL Y MÉTODO.....	67
4.1 DISEÑO.....	67
4.2 MUESTRA.....	67
4.2.1 Criterios inclusión.....	67
4.2.2 Criterios de exclusión.....	67
4.3 VARIABLES DE INVESTIGACIÓN.....	67
4.3.1 Variables Genéricas.....	68

4.3.2 Variables Press del Hemisferio Superior	68
4.3.3 Variables Remo del Hemisferio Superior	68
4.4 PROTOCOLO E INSTRUMENTOS	69
4.4.1 Evaluación antropométrica	69
4.4.2 Evaluación goniométrica.....	70
4.4.3 Evaluación de la actividad electromiográfica.....	73
4.4.4 Evaluación disposición sagital del raquis	78
4.5 PROCEDIMIENTOS.....	80
4.5.1 Modificación del diseño de la maquinaria.....	83
4.5.2 Procedimiento experimental.....	96
4.5.3 Análisis de datos.....	98
4.5.4 Análisis estadístico	99
V - RESULTADOS.....	103
5.1 DATOS GENERALES DE LA MUESTRA.....	103
5.2 PRESS DEL HEMISFERIO SUPERIOR.....	103
5.2.1 Actividad Electromiográfica	103
5.2.2 Ergonomía	111
5.3 REMO DEL HEMISFERIO SUPERIOR.....	112
5.3.1 Actividad electromiográfica.....	112
5.3.2 Disposición sagital del raquis	123
VI - DISCUSIÓN	129
6.1 PRESS DEL HEMISFERIO SUPERIOR.....	130
6.2 REMO DEL HEMISFERIO SUPERIOR.....	141
VII CONCLUSIONES.....	157
VIII –LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	163
8.1 LIMITACIONES	163
8.2 FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	164
IX – REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	167
X-ANEXOS	189

SIGLAS Y ABREVIATURAS

PB: Parques biosaludables

BAD: Distancia Biacromial

EMG: Electromiografía

EMGs: Electromiografía de Superficie

MVC: Contracción voluntaria máxima

RM: Repetición máxima

PHS: Press del hemisferio superior

H: HIPÓTESIS

ROM: Rango articular de movimiento

PAN: Press antiguo agarre neutro

PNN: Press nuevo agarre neutro

PNAA1: Press nuevo agarre en abducción 1

PNAA2: Press nuevo agarre en abducción 2

PNAA3: Press nuevo agarre en abducción 3

PNH: Press nuevo de hombro

PNNS: Press nuevo agarre neutro con sobrecarga

PNAA1S: Press nuevo agarre en abducción 1 con sobrecarga

PNAA2S: Press nuevo agarre en abducción 2 con sobrecarga

PNAA3S: Press nuevo agarre en abducción 3 con sobrecarga

PNHS: Press nuevo de hombro con sobrecarga

RAP: Remo antiguo agarre en pronación

RAS: Remo antiguo agarre en supinación

RNN: Remo nuevo agarre neutro

RNP: Remo nuevo agarre en pronación

RNS: Remo nuevo agarre en supinación

RNPC: Remo nuevo en pronación cerrado

RNNS: Remo nuevo agarre neutro con sobrecarga

RNPS: Remo nuevo agarre en pronación con sobrecarga

RNSS: Remo nuevo agarre en supinación con sobrecarga

RNPCS: Remo nuevo agarre en pronación cerrado con sobrecarga

22

ABD: Abducción

PC: Pectoral mayor porción clavicular

PE: Pectoral mayor porción esternal

DA: Deltoides anterior

DM: Deltoides medial

DP: Deltoides posterior

TS: Trapecio porción superior

TM: Trapecio porción medial

EE: Erector Espinal

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Proyecciones probabilísticas de la población +65 años en el mundo (UNDPI, 2019).	29
Figura 2. Proyecciones probabilísticas de la población +65 años en Europa y América del Norte (UNDPI, 2019).	30
Figura 3. Proyecciones esperanza de vida al nacimiento de España (INE, 2018)...	31
Figura 4. Pirámides de población de España (años 2018 y 2033) (INE, 2018).	32
Figura 5. Proyecciones esperanza de vida a los 65 años en España (INE, 2018). ...	33
Figura 6. Perfil de edad de las cuentas de transferencia (Istenič et al., 2016).	34
Figura 7. Gasto sanitario por edad y género - España 2012 (Herce, 2016).	35
Figura 8. Distribución del uso del equipamiento de los PB por género y máquina (Chow & Wu, 2019).	45
Figura 9. Especificación de la eficiencia en el movimiento del press banca (Algra, 1982).	49
Figura 10. Arqueamiento de la zona lumbar en el press de banca (Algra, 1982). ..	51
Figura 11. Tanita BC 545N.....	69
Figura 12. Tallímetro Leicester Tanita.	70
Figura 13. Antropómetro Cescorf.	70
Figura 14. Goniómetro SG150 Ergotest Technology.....	71
Figura 15. Colocación del goniómetro electrónico.	71
Figura 16. Inicio y final Press hemisferio superior agarre en abducción 3 (PNAA3).	72
Figura 17. Goniómetro manual Rulong.....	73
Figura 18. EMG inalámbrico Muscledlab.	73
Figura 19. MVC Press del hemisferio superior.	75
Figura 20. Tipología de agarres.....	76
Figura 21. Tipología de los agarres en la máquina antigua de remo.	77
Figura 22. Tipología de agarres en el nuevo remo	77
Figura 23. Spinal Mouse.	78
Figura 24. Evaluación de la disposición sagital del raquis.	79
Figura 25. Fases del procedimiento.	80
Figura 26. Maquinaria biosaludable comercializada.....	81
Figura 27. Remo del hemisferio superior Comercial.....	82
Figura 28. Press del hemisferio superior comercial.....	82
Figura 29. Diseños de la máquina de Pres del hemisferio superior.	83

Figura 30. Nuevos puntos de agarre del asidero del Press del hemisferio superior.	84
Figura 31. Detalle agarres horizontales PHS.....	85
Figura 32. Detalles del ángulo en el asidero antiguo de PHS.	86
Figura 33. Detalles del ángulo en el asidero nuevo de PHS.	87
Figura 34. Detalle del adelanto en el asidero nuevo de PHS.	87
Figura 35. Detalle Rodamientos PHS.....	88
Figura 36. Detalle retraso del tope cilíndrico rodamientos PHS.	88
Figura 37. Diseño inicial Remo.	89
Figura 38. Prueba apoyos para los pies.	90
Figura 39. Apoyo de los pies definitivo en el nuevo remo.	90
Figura 40. Incorporación apoyo en el pecho.	91
Figura 41. Diseño de nuevos agarres en el remo.	92
Figura 42. Acercamiento del asidero del remo.	92
Figura 43. Modificación ángulo del asidero en el remo.	93
Figura 44. Diseño definitivo del asidero en el remo.	94
Figura 45. Diseño definitivo del nuevo remo.....	94
Figura 46. Calculo de la sobrecarga.	95
Figura 47. Fórmula para momentos de la fuerza aplicada.....	95
Figura 48. Implemento de sobrecarga a través de un muelle resistido.....	96
Figura 49. Distribución porcentual del morfotipo raquídeo de la curva torácica.	125
Figura 50. Distribución porcentual del morfotipo raquídeo de la curva lumbar.	126

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Recomendaciones Generales del entrenamiento de fuerza para adulto mayores sanos. Tomado de (Fragala et al., 2019).	42
Tabla 2 Características antropométricas de la muestra (n=17, hombres).....	103
Tabla 3. %MVC GENERAL Press del hemisferio superior.....	104
Tabla 4. %MVC_PC del Press del hemisferio superior	105
Tabla 5. %MVC_PE del Press del hemisferio superior.....	106
Tabla 6. %MVC_DA del Press del hemisferio superior	107
Tabla 7. %MVC_DM del Press del hemisferio superior.....	108
Tabla 8. %MVC_TRÍCEPS BRAQUIAL del Press del hemisferio superior	109
Tabla 9. %MVC_Press antiguo agarre neutro	110
Tabla 10. %MVC_Press nuevo agarre con abducción 2	110
Tabla 11. ROM del Press del hemisferio superior	111
Tabla 12. Abducción Press del hemisferio superior	112
Tabla 13. %MVC_GENERAL del remo	113
Tabla 14. %MVC_TRÍCEPS BRAQUIAL del remo	114
Tabla 15. %MVC_DM del remo	115
Tabla 16. %MVC_DP del remo.....	116
Tabla 17. %MVC_Bíceps Braquial del remo.....	117
Tabla 18. %MVC_Trapezio medial del remo	118
Tabla 19. %MVC_Trapezio superior del remo.....	119
Tabla 20. %MVC_Dorsal ancho del remo.....	120
Tabla 21. %MVC_Erector espinal del remo.....	121
Tabla 22. %MVC_Remo antiguo en pronación (RAP).....	122
Tabla 23. %MVC_Remo nuevo en pronación (RNP).....	123
Tabla 24. Comparación de los valores medios (\pm SD) de la disposición sagital del raquis torácico.	124
Tabla 25. Comparación de los valores medios (\pm SD) de la disposición sagital del raquis lumbar.	126

I - INTRODUCCIÓN

I - INTRODUCCIÓN

1.1 ENVEJECIMIENTO DE LA POBLACIÓN

El mundo ha estado experimentando un cambio demográfico dramático desde mitad del siglo XX, y casi todos los países se enfrentan a los desafíos del envejecimiento en el próximo siglo. Las estructuras de la población han ido envejeciendo en la mayoría de regiones y se prevé que sigan envejeciendo en todas las regiones en los próximos decenios.

Según el departamento de información pública de la Naciones Unidas (UNDPI, 2019), para 2050 se prevé que la población mundial de más de 65 años llegue a 1.500 millones, es decir, una de cada seis personas en el mundo tendrá más de 65 años, lo que representa el 16% de la población mundial, en comparación con una de cada 11 en 2019, es decir, 700 millones que representan un 9% (Figura 1).

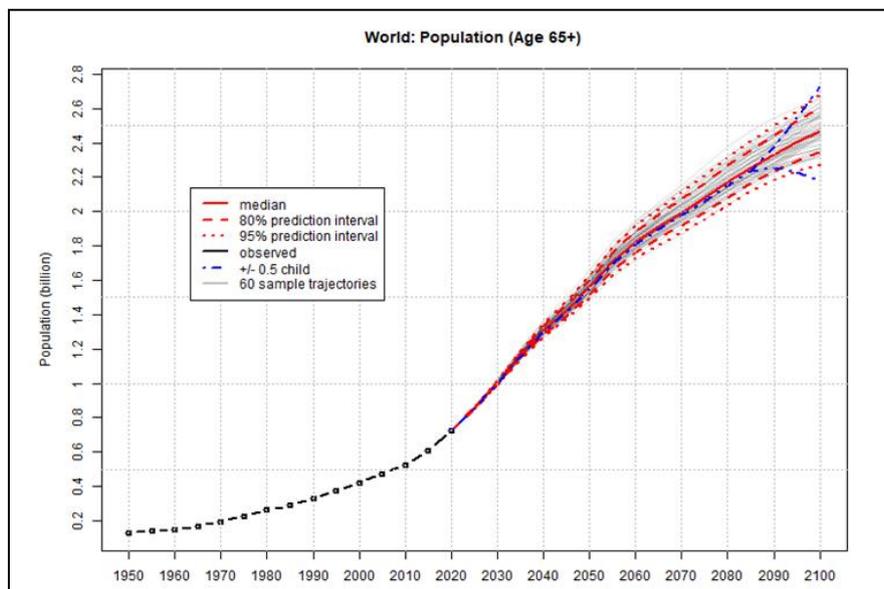


Figura 1. Proyecciones probabilísticas de la población +65 años en el mundo (UNDPI, 2019).

Las proyecciones indican que esta población se duplicará en África septentrional y Asia occidental, Asia central y meridional, Asia oriental y sudoriental, y América Latina y el Caribe. Si bien este cambio demográfico es un fenómeno mundial, las regiones y en los países son significativamente asimétricos en el tiempo y la velocidad de esta transición (McKibbin, 2006), ya que se prevé que una de cada cuatro personas en las zonas de Europa y América del Norte podría tener 65 años o más (Figura 2), añadiendo que las personas de 80 años o más se triplicará, pasando de 143 millones en 2019 a 426 millones en el año 2050 (UNDPI, 2019).

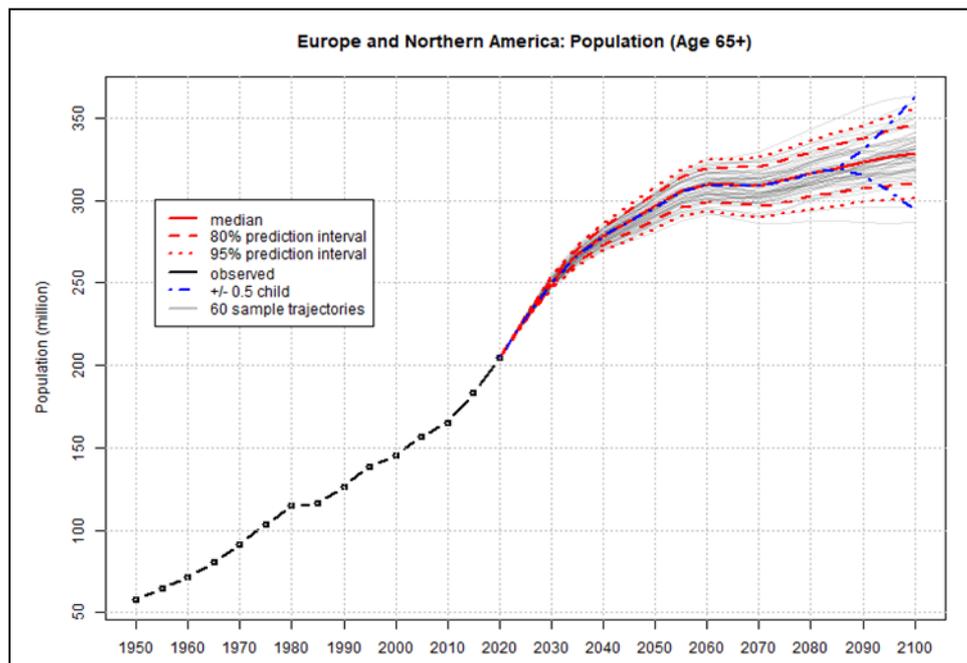


Figura 2. Proyecciones probabilísticas de la población +65 años en Europa y América del Norte (UNDPI, 2019).

Esta evolución es fruto de la continuidad de los procesos de reducción de las tasas de mortalidad y natalidad, además del aumento en la esperanza de vida, alcanzando la preocupación de esta simbiosis mayores cotas en España (Ortega & Marín, 2015). En España, la mortalidad se ha encontrado constantemente en índices de descenso, experimentando una de las esperanzas de vida más altas del

mundo (Díaz-Cano et al., 2020). Del mismo modo, España presenta uno de los valores más bajos de Europa y del mundo en natalidad (Martín et al., 2020).

Según los últimos datos del Instituto Nacional de Estadística (INE, 2018), en España se llegaría en 2033 a una esperanza de vida al nacimiento de 82,9 años en los hombres y 87,7 en las mujeres, con una ganancia de 2,5 y de 1,9 años, respecto a los valores actuales (Figura 3).

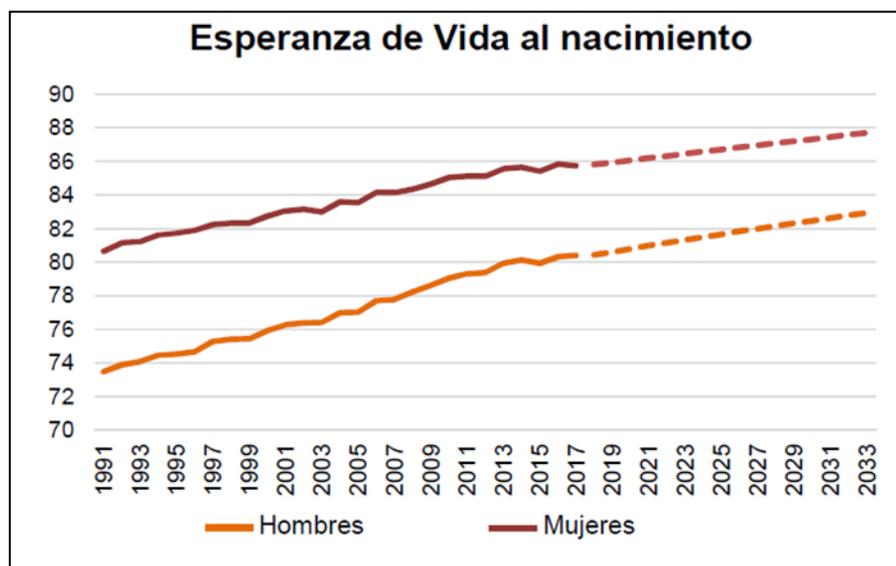


Figura 3. Proyecciones esperanza de vida al nacimiento de España (INE, 2018).

De modo contrario, la proyección de nacimientos continuaría con una tendencia a la baja, reduciéndose el número hasta 2023. Entre los años 2018 y 2032 nacerían alrededor de 5,7 millones de niños, un 16,2% menos que en los quince años anteriores. De mantenerse la tendencia demográfica actual, la población aumentaría en la porción superior de la pirámide de población, provocando que los grupos de edad que se encuentren en torno a 50 años sufran un aumento considerable. En el Figura 4, que refleja la evolución de la pirámide poblacional, se observa el cambio para 2033, presentando a la población entre 55 a 59 años como la mayor en número, y un aumento de 3,4 millones (37,6%) de personas mayores de 64 años, es decir, un total de 12,3 millones (25,2%) de personas mayores residirán en España dentro de 15 años.

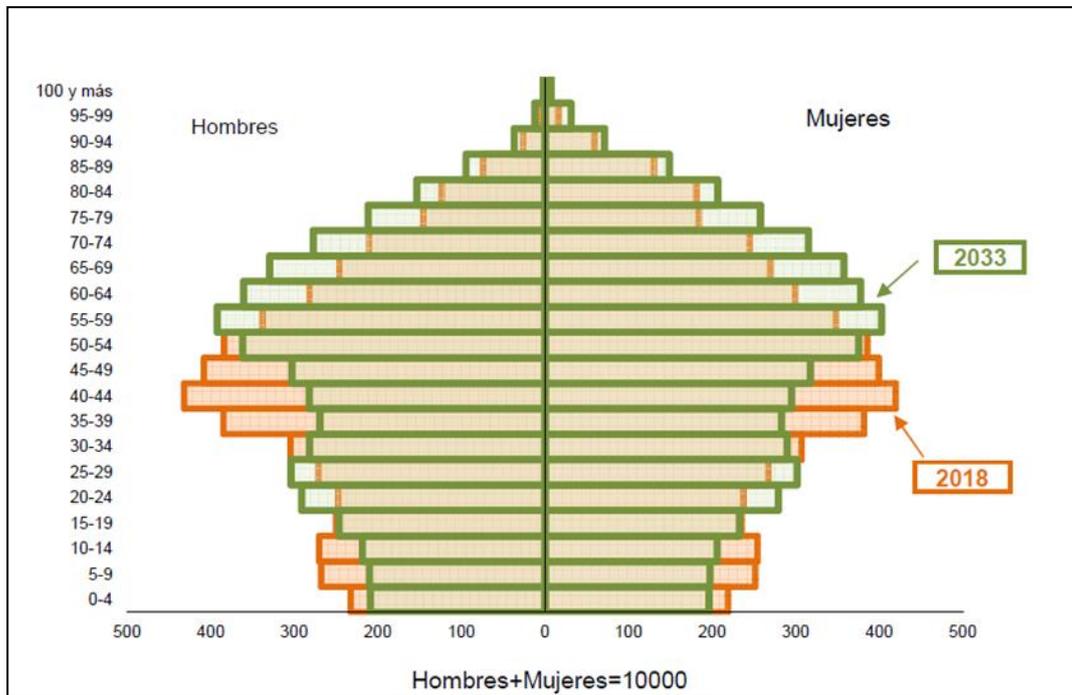


Figura 4. Pirámides de población de España (años 2018 y 2033) (INE, 2018).

En la Región de Murcia, las proyecciones demográficas son más apacibles que otras zonas de España, sin embargo, el aumento de la población mayor de 65 años sigue con una tendencia al alza, situándose en el año 2019 según el Padrón Municipal de Habitantes de la Región de Murcia (INE, 2019) en un 15,6% de la población, lo que supone uno de cada seis ciudadanos de la Región de Murcia. Del mismo modo, se intensifica la tasa de envejecimiento en las zonas rurales, principalmente hacia el interior y Noroeste de la Región (Ortega & Marín, 2015).

Ahora bien, si nos basamos en la esperanza de vida a los 65 años (Figura 5), estas personas mayores en 2033 vivirían una media de 24,4 años más (20,7 en los hombres) (INE, 2018).

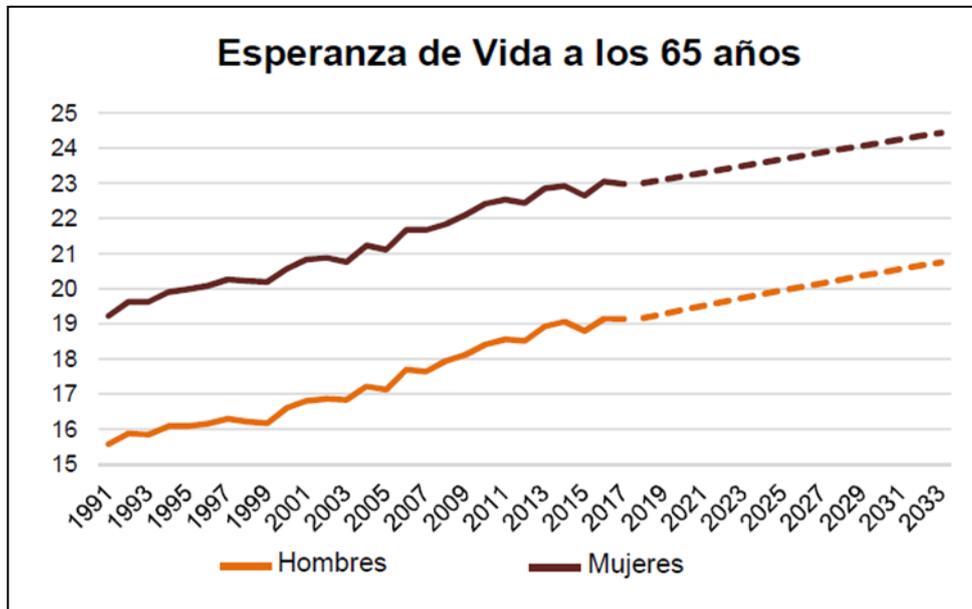


Figura 5. Proyecciones esperanza de vida a los 65 años en España (INE, 2018).

Unos años de vida que no implican implícitamente un buen estado de salud y una buena calidad de vida, pero que sí incluyen consecuencias inherentes al proceso de envejecimiento, y unas repercusiones individuales y sociales (Aldwin et al., 2017; Ortega & Marín, 2015).

1.2 CONSECUENCIAS DEL PROCESO DE ENVEJECIMIENTO

La población es el pilar de toda sociedad, y su tendencia al envejecimiento constituye un desequilibrio demográfico, lo que repercute en el cambio de dinámicas sociales, políticas, económicas y personales (Isternič et al., 2016).

Desde el punto de vista económico y de sociedad, el envejecimiento de la población transforma el modelo productivo, ya que repercute en el descenso de la población en edad de trabajar (Mason & Lee, 2011). Añadido a esto, se produce una disminución de las actividades recreativas y de transporte, y se establece una constancia en la consumición de productos de primera necesidad (Isternič et al., 2016; Temple et al., 2017) (Figura 6).

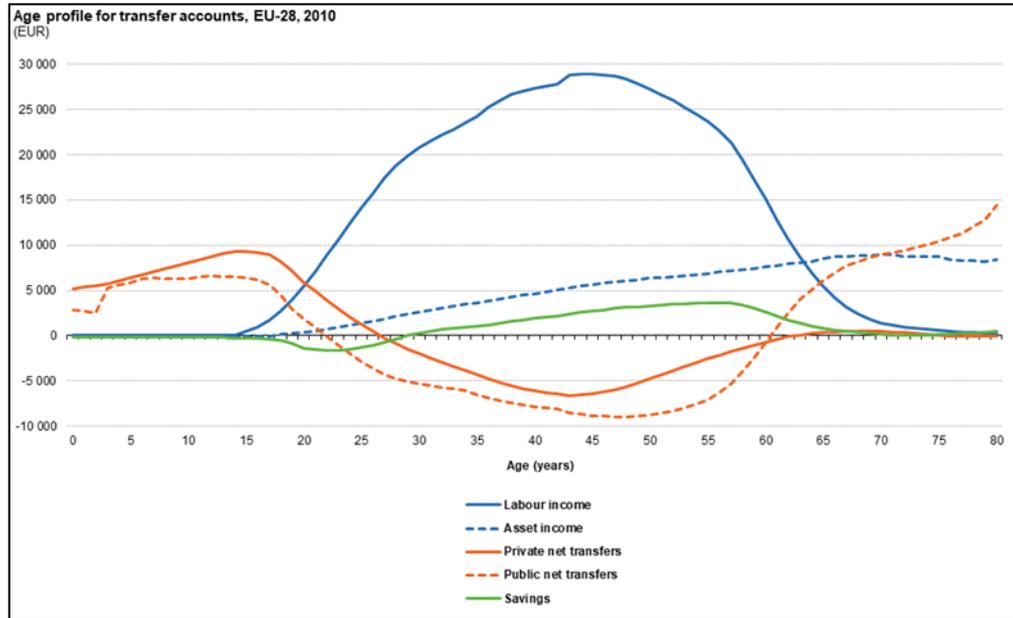


Figura 6. Perfil de edad de las cuentas de transferencia (Istenič et al., 2016).

Del mismo modo, se produce un aumento del gasto social derivado de la sanidad y necesidad asistencial (Figura 7), proyectando que un incremento del 10% del gasto en sanidad per cápita se correlaciona con el aumento en 3,5 meses la esperanza de vida (Herce, 2016; Murfin et al., 2017).

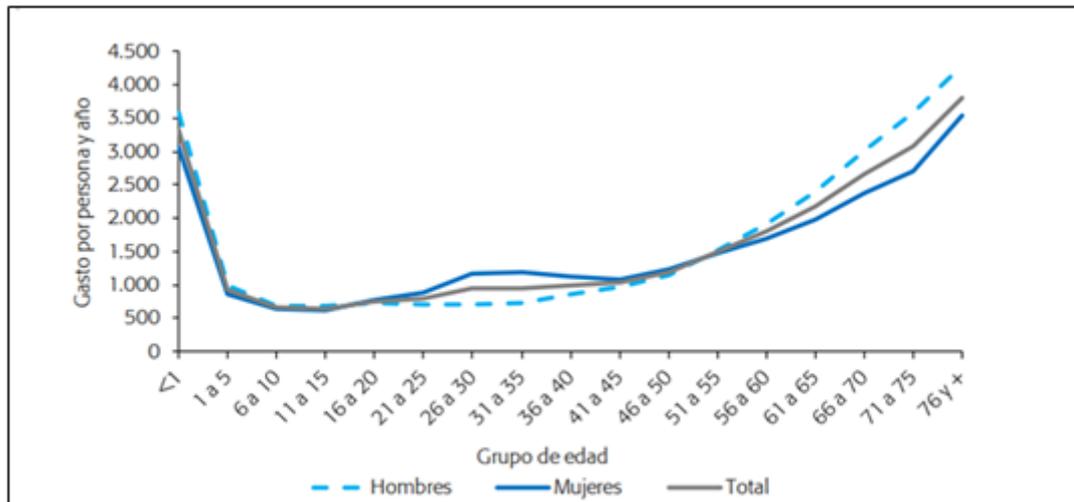


Figura 7. Gasto sanitario por edad y género - España 2012 (Herce, 2016).

En España los últimos resultados censados aportados por el ministerio de sanidad, informan de que durante los últimos 5 años el gasto per cápita aumentó de 1333 euros a 1523 euros por habitante, manteniéndose durante esos años en torno a un 6% del producto interior bruto (PIB).

En estos costes sanitarios, están involucrados costes sociales derivados de otras de las consecuencias del envejecimiento, la dependencia, que repercuten de forma indirecta en la sociedad y de forma directa a los familiares por la necesidad de cuidados personales, ya que el 73,4% de las personas declaradas con dependencia tienen más de 65 años (Marín & Casanovas, 2001).

Estas repercusiones comentadas del envejecimiento, son derivadas de un proceso inherente y en declive de los mecanismos subyacentes, especialmente la autofagia, la función mitocondrial y la función celular, cuya aceleración y desenlace está estrechamente relacionada con la aparición de múltiples enfermedades que derivan a crónicas, lo que repercute en tratamientos complejos y en un mayor riesgo de padecer discapacidad física y cognitiva (Ferrucci et al., 2020).

Pero estas consecuencias también pueden presentarse como efecto de algún accidente o caída, en ocasiones, al perder equilibrio, a causa de la pérdida de las funciones fisiológicas, de la disminución de la fuerza y de la resistencia, lo que

conlleva el síndrome de fragilidad y un aumento de las posibilidades de sufrir situaciones de dependencia (Casas-Herrero et al., 2015).

Uno de los principales factores que influyen en la fragilidad de la población mayor, es el deterioro del sistema neuromuscular, tanto en la cantidad de masa muscular como de la calidad de la misma a la hora de producir fuerza (Cruz-Jentoft et al., 2010; Katula et al., 2008).

En cuanto a la pérdida de la cantidad de masa muscular relacionada con la edad (sarcopenia), se estima una prevalencia del 10% en las personas mayores de 60 años (Shafiee et al., 2017), incrementándose dicha prevalencia al 50% a los 80 años (Baumgartner et al., 1998).

La pérdida de fuerza muscular se produce de forma progresiva, iniciándose a los 30 años, pero a partir de los 50 años el declive es pronunciado, estimándose una pérdida del 15% cada década que aumentaría al 70% a partir de los 70 años (Young & Skelton, 1994). A todo ello añadir que un evento adverso en una persona mayor, que conlleve un período de 10 días en reposo, puede producir un descenso en 1,5kg de masa magra (Izquierdo, Ibañez, et al., 1999).

En cuanto a la producción de fuerza, la disminución es de 2 a 5 veces superior que la disminución del tamaño muscular (Delmonico et al., 2009), sin embargo, la potencia se ha trasladado como el factor mayoritariamente relacionado con la eficacia a la hora de realizar las actividades de la vida diaria (Izquierdo, Aguado, et al., 1999; Sayers, 2008).

Igualmente, la pérdida en la eficacia muscular está relacionada con efectos negativos, incluyendo un deterioro cognitivo (Alfaro-Acha et al., 2006), osteoporosis (McGrath et al., 2017), diabetes (Peterson et al., 2016), e incluso la mortalidad temprana derivada de todos los factores nombrados (Leong et al., 2015).

No obstante, independientemente del origen, el aumento de la fragilidad, la disminución de la funcionalidad y la aparición de muchas de estas enfermedades asociadas al envejecimiento, existen unos procesos fuertemente influenciados por los factores que afectan al estilo de vida, y que pueden acelerar o retrasar la aparición de los efectos en el individuo.

Uno de esos principales factores es la actividad física, cuyos bajos niveles que descienden conforme avanza la edad (Hardman & Stensel, 2009; Sayers, 2008), se relacionan con la sarcopenia, el síndrome metabólico, las enfermedades

óseas, la depresión e incluso el cáncer y otras enfermedades crónicas (Booth et al., 2012; Pedersen & Saltin, 2015).

De este modo, son necesarias estrategias tanto para la prevención como para el tratamiento de los efectos del envejecimiento, situándose el ejercicio físico como una de las mejores herramientas (Castillo Garzón et al., 2005), ya que unos adecuados niveles de ejercicio físico pueden retrasar los efectos derivados del envejecimiento, e incluso en el caso de padecer alguna de estas enfermedades, reducir la incapacidad funcional que deriva de ellas es menor (Manton et al., 1997; Pedersen & Saltin, 2015).

II – MARCO TEÓRICO

II – MARCO TEÓRICO

2.1 IMPORTANCIA DEL ENTRENAMIENTO RESISTIDO EN ADULTOS Y MAYORES

Los programas de entrenamiento resistido o de fuerza en mayores, son establecidos como el entrenamiento más efectivo para retrasar la aparición de sarcopenia y posibles problemas de funcionalidad y fragilidad (Dutta, 1997; Izquierdo et al., 2004; Uher et al., 2010). Este tipo de entrenamiento es una parte esencial de una prescripción óptima de ejercicios, ya que el entrenamiento concurrente (fuerza, potencia y resistencia) se inclina por ser el método con mayores beneficios a nivel muscular, cardiovascular y funcional (Cadore & Izquierdo, 2013).

Incluso con un envejecimiento saludable, la reducción de actividades que involucren una resistencia fisiológica del organismo, a menudo llevan a una discapacidad física, deterioro de la movilidad, posibles caídas y por lo tanto un deterioro de la calidad de vida (Webber et al., 2010).

El entrenamiento de fuerza, ha sido mostrado como un tratamiento eficaz para la debilidad muscular (Fiatarone et al., 1994), la disminución de la infiltración adiposa intramuscular que se relaciona con la edad (Goodpaster et al., 2008), un mayor aumento de las fibras musculares (Häkkinen et al., 2002), y del rendimiento tanto físico como de las actividades de la vida diaria (Marcos-Pardo, Orquin-Castrillón, et al., 2019).

Además, el entrenamiento de fuerza influye en la respuesta y mejora del sistema metabólico, influyendo en la sensibilidad a la insulina (Davidson et al., 2009), una mejor regulación y homeostasis de la glucosa, un incremento en la absorción de aminoácidos y en la síntesis proteica (Johnston et al., 2008).

A todo ello, hay que añadirle beneficios a nivel psicológicos, derivado de múltiples factores metabólicos y funcionales, que del mismo modo repercuten en una mayor independencia en la vida en los mayores (Marcos-Pardo et al., 2018).

Para obtener dichos beneficios, debemos seguir los aspectos clave en la programación y desarrollo de un entrenamiento de fuerza (Fragala et al., 2019).

Tabla 1. Recomendaciones Generales del entrenamiento de fuerza para adulto mayores sanos. Tomado de (Fragala et al., 2019).

VARIABLES	RECOMENDACIONES	DETALLES
SERIES	1 a 3 series por ejercicio/por grupo muscular	Iniciar con 1 serie para principiantes y aquellos que presenten fragilidad y progresar a 2-3 por ejercicio.
REPETICIONES	8 a 12 o 10-15	6 a 12 para adultos mayores sanos
INTENSIDAD	70-85% de 1RM	De 10 a 15 repeticiones con una resistencia relativa menor y progresa al 70-85% del 1RM. Se recomiendan cargas más ligeras para los principiantes, individuos con fragilidad, enfermedad cardiovascular y osteoporosis. Evitar el fallo muscular.
EJERCICIOS	8-10 ejercicios diferentes	Trabajar grupos musculares principales con movimientos multiarticulares (press de pecho, press de hombros, remo, prensa de piernas..)
MODALIDAD	Ejercicios con máquinas o con pesos libres	Principiantes, adultos mayores frágiles o con limitaciones es preferible máquinas, bandas elásticas e isométrico. Los adultos mayores funcionales obtienen un beneficio adicional con el peso libre.
FRECUENCIA	2-3 días por semana por grupo muscular	Realizar de 2 a 3 días no consecutivos por semana y grupo muscular
VELOCIDAD	Entrenamiento explosivo.	Incluir ejercicios de potencia/explosivos durante la fase excéntrica con cargas del 40-60% 1RM
FUNCIONALIDAD	Movimientos para imitar las tareas de la vida diaria	Los adultos mayores sanos y funcionales se benefician de la inclusión de movimientos multiarticulares, complejos y dinámicos, con variaciones en la base de apoyo o en la posición del cuerpo

A pesar de los beneficios, la población adulta mayor no practica actividad física de forma regular, y del mismo modo no suele participar en programas de ejercicios proyectados para ellos (Buman et al., 2010). En España, entre el 30-40% de la población adulta mayor no practica actividad física (Mayo et al., 2017).

Refiriéndonos al entrenamiento resistido, en Estados Unidos sólo el 8,7% de los mayores de 75 años participan en actividades de fortalecimiento muscular como parte de su tiempo libre (National Center for Health Statistics, 2016).

Hay diversos motivos señalados por los que la población mayor rechaza participar en entrenamiento de fuerza, entre los que se pueden incluir la inseguridad, miedo, posibles complicaciones por problemas de salud previos, dolor, sensación de fatiga y la falta de apoyo social (Burton et al., 2017), entre los que se incluye la falta de medios destinados a la realización de actividad física, que complica que las personas mayores aumenten su nivel de actividad. Como respuesta a estas necesidades, aparecen los parques biosaludables como espacios al aire libre habilitados con maquinaria donde las personas pueden realizar ejercicios con resistencia (Alexandris et al., 2003).

2.2 PARQUES BIOSALUDABLES

Los parques biosaludables (PB) son una infraestructura situada en un espacio abierto en el medio ambiente o en recintos urbanos, cuyos componentes son un conjunto de máquinas o estaciones de ejercicio que permiten el entrenamiento con resistencia (Chow et al., 2017; Cranney et al., 2016), y dirigidos principalmente a la población adulta mayor (Hernández-Aparicio et al., 2010; Sales et al., 2015)

Se ha señalado la necesidad de percibir un entorno abundante en oportunidades de disfrute de instalaciones deportivas y espacios libres, como los PB, para la práctica de actividad física, siendo la relación positiva, ya que una mayor dotación de instalaciones aumenta la práctica de actividades físicas (Eime et al., 2017), y la intención de realizarlas en aquellos que aún no son activos (Prins et al., 2010) (Figura 8).

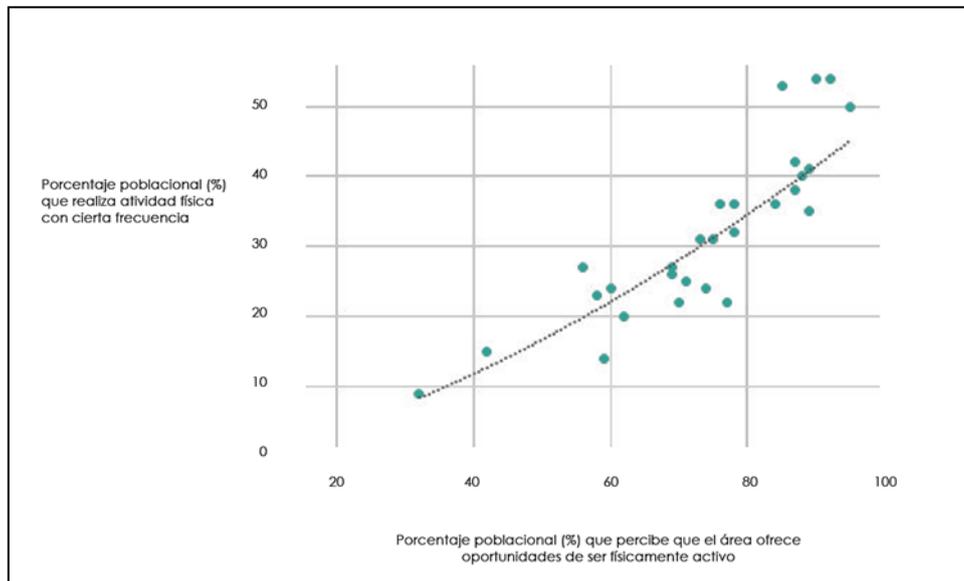


Figura 8. Relación Porcentaje poblacional que realiza actividad física “con cierta frecuencia” y que percibe que “el área ofrece suficientes oportunidades” en la Unión Europea (Mayo et al., 2017).

Una de las recomendaciones de la Organización Mundial de la Salud (OMS, 2019) incluye un proyecto enfocado a la creación de espacios verdes y activos de alta calidad, que inciten a la actividad física y a mejorar la salud, ya que, la exposición a los parques y otros espacios verdes urbanos se han asociado a numerosos beneficios para la salud como menores niveles de obesidad, enfermedades cardiovasculares, una menor prevalencia de padecer diabetes tipo II y un mejor estado mental, además de una reducción de la mortalidad (Fong et al., 2018; James et al., 2015; OMS, 2016).

Sin embargo, la creación de estos espacios verdes puede no ser suficientes, ya que no implica un motivo directo de uso (Gilbert, 2016).

Como ayuda están los PB, ya que se observa que los parques que se componen de equipamientos para realizar ejercicio, eran más frecuentados principalmente por personas adultas y mayores (Chow et al., 2017; Cohen et al., 2012), y además la instalación de zonas de fitness parece ser más rentables en cuanto a la relación de consumo de energía y coste de la instalación, comparado con aquellos parques que no poseen dichas zonas (Cohen et al., 2012).

Por ello, de todos los entornos construidos relacionados con la actividad física, los PB juegan un papel crucial en el fomento de la actividad física debido a que la mayoría de los parques ofrecen espacios abiertos accesibles a toda la población sin discriminación (Chow & Wu, 2019).

La instalación de PB, se relacionó con un incremento en la participación de actividades físicas (Chow, 2013; Mora et al., 2017) y con el fomento de la interacción social de la población (Chow, 2013; Lee et al., 2018).

Respecto al uso de los PB, los adultos mayores, representan la población que más uso hace de dichas instalaciones, seguido por la población adulta, niños y jóvenes. La mayoría de estos usuarios (79,9%) apenas utilizan 3 o menos equipos, no optimizando el uso de las instalaciones (Chow et al., 2017).

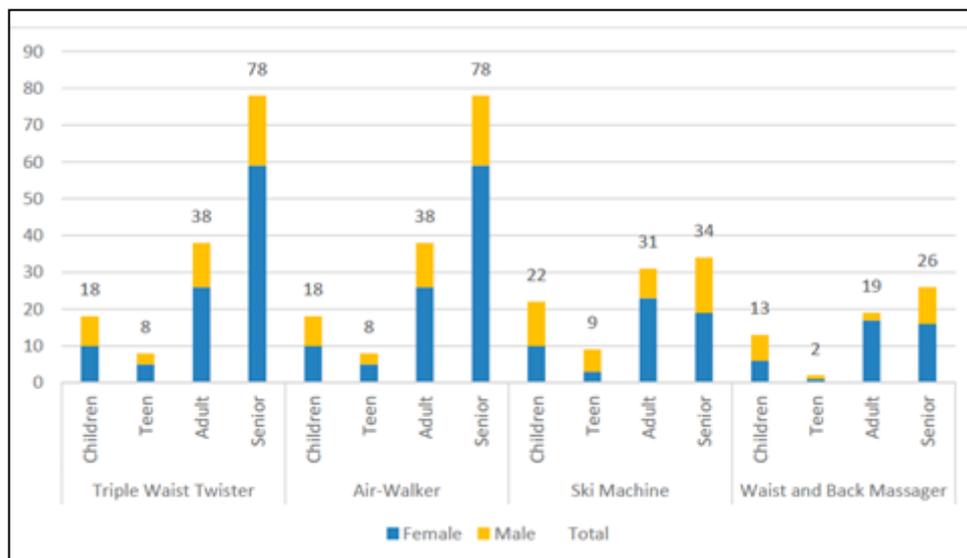


Figura 8. Distribución del uso del equipamiento de los PB por género y máquina (Chow & Wu, 2019).

En cambio, a pesar de este incremento de la actividad y de que el principal propósito sea el de mejorar la salud (Chow, 2013), los usuarios no realizan dicha actividad de manera autónoma con la intensidad y duración suficiente como para que obtengas adaptaciones beneficiosas en la salud (Chow et al., 2017).

Otro de los factores que pueden reducir los beneficios en la salud y estado físico, es la falta de instrucciones cualificadas que se encarguen de realizar una adecuada prescripción de ejercicio a los usuarios (Chow, 2012).

El Plan de Acción Mundial sobre la actividad física remarcó la necesidad de una mayor evidencia científica sobre el ejercicio en los parques (OMS, 2019), y que estas investigaciones fueran rigurosas (Roberts et al., 2018).

De este modo, diversos estudios analizaron los efectos de los PB, encontrando mejoras en el proceso de homeostasis en la insulina, perímetro de cintura, condición física, equilibrio y diversos factores de riesgo de enfermedades crónicas (Cranney et al., 2016; Kim et al., 2018; Scott et al., 2014), siendo mayores los beneficios en aquellos grupos que realizaron predominantemente ejercicios de fuerza (Kim et al., 2018).

En cambio, otros estudios no encontraron beneficios a nivel metabólico o en la reducción de la angustia psicológica, pero la prescripción fue capaz de lograr importantes aumentos del uso de los parques y un aumento de la calidad de vida (Müller-Riemenschneider et al., 2020).

Además, hay que señalar que la mayoría de las máquinas que se encuentran en los PB, presentan unos valores de intensidad y gasto energético inferiores a los equipos homólogos que se encuentran en instalaciones deportivas (Chow & Ho, 2018), lo que puede ser debido a que los PB no presentan un ajuste para poder aumentar la carga, y por lo tanto incrementar el efecto del entrenamiento (Chow & Wu, 2019).

Hay evidencias que indican un riesgo en la utilización de la maquinaria por una falta de señalización y explicación inadecuada, y la permisibilidad de rangos de movimiento excesivos en balanceos sin ninguna resistencia (Chow & Wu, 2019; Hernández-Aparicio, 2009). Un estudio resaltó sus consecuencias, mostrando que el 79% de los que realizaban ejercicio en los PB desarrollaron problemas de salud, y que el 54% padeció algún tipo de dolor muscular (Dogru, 2015 citado en Chow & Wu, 2019).

Debido a ello, los diseños de la maquinaria ostentan un papel primordial para que los beneficios de su uso no se vean mermados con una lesión, debiendo seguir dicho diseño una línea basada en la seguridad, ergonomía y eficacia, siendo requisito imprescindible un análisis ergonómico, como un análisis

electromiográfico de la respuesta muscular en cada de las posiciones de las distintas máquinas (Chow & Wu, 2019).

2.3 ERGONOMÍA EN EL ENTRENAMIENTO DE FUERZA

La ergonomía, aplicada a los equipos de los PB, tiene como primordial objetivo preservar la salud adaptando el entorno a las necesidades, aumentando así la seguridad y eficacia, lo que provoca un mayor bienestar del individuo (Mondelo et al., 2000).

Tanto la detención de los factores de riesgo como la aportación de medios y soluciones, incrementarán la eficiencia de la relación entre la persona, entorno y máquina (Montmollin, 1971).

Por lo tanto, la ergonomía se puede definir como la ciencia que adecúa los elementos del entorno a las características del individuo con el fin de una mayor comodidad y eficacia (Muñoz, 2009).

En el entrenamiento, específicamente en las máquinas de musculación la ergonomía adquiere gran relevancia, ya que se realizan movimientos repetitivos que unidos a un incremento de la carga o a una higiene postural incorrecta, incrementan el riesgo de sufrir una lesión (Barr & Barbe, 2002; Potvin & Norman, 1993).

De este modo, la práctica frecuente de ejercicios que son inadecuados pueden perjudicar la salud de modo irreversible, principalmente en jóvenes y mayores (López-Miñarro, 2001).

Por su parte, un ejercicio es ergonómico cuando cumple los criterios de eficacia y seguridad, siendo un ejercicio eficaz aquel que induce un estímulo preciso y adecuado, logrando las adaptaciones buscadas en los componentes músculos esqueléticos (Vera-García et al., 2000, 2008), y un ejercicio seguro es aquel que su ejecución no implica un nivel de estímulo excesivo que conlleve un riesgo de lesión (Kavcic et al., 2004).

Así, para conseguir un ejercicio ergonómico, es imprescindible añadir el conocimiento biomecánico de los tejidos y órganos del sistema locomotor, como su relación con el ejercicio (Cronin et al., 2007).

Son muchas las variables que componen un programa de entrenamiento de fuerza, entre ellas la elección de los ejercicios, y estos dependen de los objetivos a conseguir, ya que el entrenamiento realizado da como resultado diferentes estímulos fisiológicos y biomecánicos (Brennecke et al., 2009).

Dentro de los entrenamientos de fuerza, los ejercicios de empuje (Cronin & Sleivert, 2005; Mayhew et al., 2011) y de tracción (Cronin et al., 2007; Kritz et al., 2010) ocupan los movimientos más estudiados y demandados, por su facilidad de estandarización, control y reproducibilidad en el deporte.

2.3.1 Ergonomía y biomecánica en los ejercicios de empuje del hemisferio superior

El rendimiento en muchas actividades deportivas viene marcado por un movimiento de empuje del hemisferio superior, por lo que su entrenamiento constituye una parte importante y comúnmente usada (Beach et al., 2008; Mayhew et al., 2011).

Del mismo modo, la realización de un óptimo empuje es esencial en la calidad de vida, ya que es un movimiento solicitado durante las tareas de la vida diaria (McGill et al., 2014a).

Dentro de los ejercicios de empuje del hemisferio superior, el press banca es uno de los ejercicios fundamentales (Algra, 1982; Gomo & Van Den Tillaar, 2016). La popularidad del press de banca, se justifica por ser uno de los ejercicios más eficaces para mejorar la fuerza y potencia en la parte superior del cuerpo (Castillo et al., 2012), además del potencial de este ejercicio para el control tanto en el entrenamiento, la evaluación y la investigación (Lockie & Moreno, 2017; Marcos-Pardo, González-Hernández, et al., 2019).

Además, el ejercicio es relativamente fácil de realizar y puede ser ejecutado por la mayoría de los individuos, (Lockie & Moreno, 2017), convirtiéndose en un ejercicio indicado para una población como la mayor.

Se trata de un movimiento que implica preferentemente la articulación gleno-humeral, cuya principal musculatura implicada en el movimiento son el pectoral mayor, el deltoides anterior y el tríceps braquial, es decir, reclutamiento de grandes grupos musculares. Cada uno tiene una función integral en la

impulsión de la barra, y cualquier modificación en este ejercicio afecta al desarrollo e implicación de la musculatura principal (Algra, 1982; Barnett et al., 1995; Gomo & Van Den Tillaar, 2016).

Las distintas variaciones en el press banca incluyen modificaciones en la inclinación, anchos de agarre, condiciones de inestabilidad e intensidad (Schick et al., 2010).

Sin embargo, una técnica o posición incorrecta presenta un riesgo de una lesión aguda, principalmente en los ejercicios de press de pecho, una lesión en el hombro e incluso una ruptura del pectoral mayor (Butcher et al., 1996; Speer, 1995).

El movimiento de press, debe seguir una trayectoria naturalmente arqueada para ampliar la ventaja de coordinación muscular y sinergia de la musculatura extensora de codo, pectoral y musculatura del deltoides, intentando evitar compensaciones a nivel lumbar o posición de los hombros (Algra, 1982).

En la Figura 10, se observa la trayectoria angular del empuje, quedando la posición de brazos en línea con la base del cuello, debiendo seguir el mismo recorrido en la fase descendente.

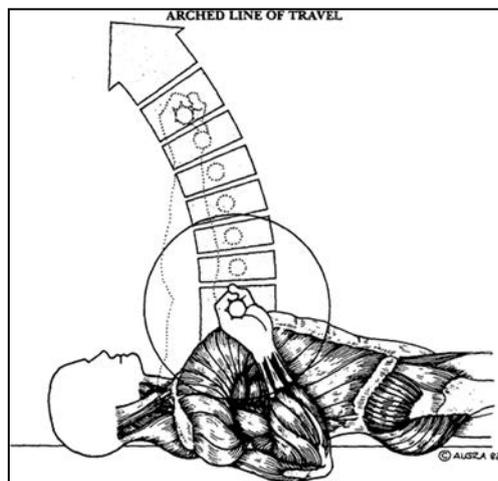


Figura 9. Especificación de la eficiencia en el movimiento del press banca (Algra, 1982).

El riesgo y dificultad de la técnica se incrementa en la fase excéntrica, cuando el levantador comienza el movimiento de descenso, aumentando la tensión en la articulación acromio-calvicular, cuyas condiciones de inestabilidad y riesgo de osteólisis en la zona distal de la clavícula, se ve aumentadas con una mala ejecución (Speer, 1995), e incluso una ruptura del pectoral en el caso de un mal control (Butcher et al., 1996).

Una abducción de 90° de la articulación del hombro, unido a movimiento repetitivos, está asociado a una osteólisis de la porción distal de la clavícula (Neviaser, 1991; Speer, 1995). Este riesgo de lesión aumenta si la abducción de hombro cerca de los noventa grados, va acompañada de una rotación externa, incrementando la inestabilidad (Speer, 1995), que, unido a una sobrecarga se convierte en el proceso de mayor riesgo que puede producir una dislocación entre otras muchas patologías en dicha articulación, siendo la más común el síndrome subacromial (Neviaser, 1991).

El ancho del agarre tiene un papel fundamental para evitar una posición potencial de riesgo, ya que un agarre cercano o superior al 200% de la distancia biacromial (BAD) presenta una abducción del hombro elevada, por encima de los 75°, mientras que, si el ancho de agarre se sitúa alrededor de un 150% BAD, el ángulo se reduce a unos 45° (Fees et al., 1998). Por lo que un ancho de agarre de 150% BAD reduce el estrés de la articulación gleno-humeral, aunque una inclinación del agarre que provoque dichos cambios en la articulación conllevará el mismo riesgo (Green & Comfort, 2007; Haupt, 2001).

La utilización de una máquina guiada de press de pecho reduce la inestabilidad, por lo que se convierte en una alternativa para evitar un riesgo de lesión (McCaw & Friday, 1994; Schick et al., 2010).

Otro riesgo en la ejecución de ejercicios de empuje, es el arqueamiento de la espalda (Figura 11), aumentando la tensión intervertebral, predominantemente en la zona lumbar (Algra, 1982). Cuando se produce este arqueamiento de la espalda, se ejerce un tremendo estrés y presión en cada unión intervertebral, especialmente en la región lumbar (Algra, 1982; McCaw & Friday, 1994).

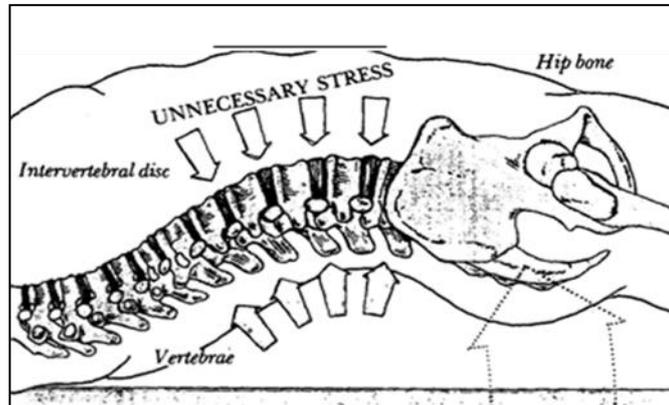


Figura 10. Arqueamiento de la zona lumbar en el press de banca (Algra, 1982).

En la máquina de press de pecho en los PB, ese arqueamiento se podría producir en el caso de que el asiento esté situado a una altura que no se pudiera apoyar los pies, por lo que es importante adoptar una posición que permita la flexión de cadera y rodillas en un ángulo recto (Pérez et al., 1997).

2.3.2 Ergonomía y biomecánica en los ejercicios de tracción del hemisferio superior

Los ejercicios de tracción son un componente imprescindible en los entrenamientos para mejorar el rendimiento de determinadas disciplinas deportivas (Lawton et al., 2011), del mismo modo que se convierte en un movimiento esencial del ser humano, y que cuyo fortalecimiento optimizará las tareas de vida diaria (Santana, 2000).

De la diversidad de ejercicios de fortalecimiento muscular que existen, el remo es uno de los ejercicios que más se utiliza en las salas de musculación, trabajando la musculatura flexora de codo, extensora de hombro y de la columna vertebral, involucrando del mismo modo a los aductores escapulares (Colado, 1996; Delavier, 1995).

La musculatura implicada y los músculos centrales juegan un papel importante en la salud, cuya pérdida de estabilidad en la columna vertebral puede derivar principalmente en dolor de espalda (Saeterbakken et al., 2015),

siendo por lo tanto el remo un ejercicio óptimo para mejorar la salud (Fenwick et al., 2009).

En cambio, una mala técnica puede derivar en el efecto contrario, ya que, en todas las alternativas de ejercicios, aquellos que involucran un movimiento de tracción suelen realizarse con una curvatura de la columna vertebral de forma incorrecta, manteniendo frecuentemente posturas cifóticas en la columna torácica o dorsal (López-Miñarro et al., 2007).

La columna vertebral y la pelvis forman una estructura unísona, por lo que una disposición sagital y una inclinación pélvica correcta es esencial en la búsqueda de la salud del sistema músculo-esquelético (Berthonnaud et al., 2005).

Para ello, es primordial ejecutar cualquier ejercicio físico de una forma coordinada entre los componentes biomecánicos y neuromusculares, que repercuta en una mayor seguridad de la columna (McGill, 2002).

Cualquier modificación podría generar cambios en los momentos de fuerza de la musculatura y añadir presión intervertebral (Nachemson, 1966; Sato et al., 1999), que desaten algias lumbares (Dolan & Adams, 1998; Esola et al., 1996; Lengsfeld et al., 2000), además de hernias discales (Sato et al., 1999; Wilke et al., 1999).

En aquellos ejercicios que permiten una fase excéntrica en la que se requiere una flexión de cadera profunda, las repercusiones raquídeas aumentan, ya que el nivel de soporte de las estructuras intervertebrales ante cargas comprensivas se ve reducido (López-Miñarro, Rodríguez-García, Santonja, et al., 2009). En este caso, la zona lumbar es la zona más perjudicada debido a una disposición del raquis invertida (McGill, 2002; Sato et al., 1999).

Por lo que es muy importante, mantener el raquis alineado al realizar el ejercicio de remo para reducir el estrés compresivo, así como la presión intradiscal en el raquis lumbar y torácico (López-Miñarro, 2009), ya que, en una posición neutra, es decir, un ángulo de 90° del tronco, aumenta la tolerancia al estrés (McGill, 2002).

Respecto a la trayectoria, se recomienda que el movimiento sea hacia la región lumbar, para descender las fuerzas de tracción sobre la columna vertebral (McGill, 2002). Las piernas deben estar flexionadas, adquiriendo gran relevancia en aquellas personas con poca extensibilidad isquiosural, ya que un escaso nivel,

puede fomentar una inversión lumbar y una hipercifosis dorsal con una posición donde las piernas se encuentren en extensión (Santoja, 1997).

El remo con un soporte de tope en el tórax, influye en la corrección de la disposición del raquis, evitando la flexión intervertebral (López-Miñarro, Rodríguez-García, & Santonja, 2009). Aunque también deben presentar apoyos a una altura correcta por debajo del centro de gravedad, un asiento a una distancia ergométrica, y el agarre a una altura que permita mantener el raquis alineado, entre otros, lo cual muchas máquinas no lo permiten y cuya modificación es primordial para ayudar a una buena higiene postural y la prevención de lesiones (López-Miñarro, 2009; López-Miñarro, Rodríguez-García, et al., 2010; López-Miñarro, Rodríguez-García, Santonja, et al., 2009).

Otro aspecto importante es la retracción escapular, que se recomienda a menudo durante los ejercicios de tracción, cuya posición estabiliza la función escapular y permite un movimiento óptimo de la articulación gleno-humeral (Lehman et al., 2004). Los ejercicios con una flexión excesiva, permite una prolongación de la escápula desmesurada, prolongando la escapula hacia delante (Itoi et al., 1992; Weiser et al., 1999). Esta posición prolongada de la escápula, con la adición de una sobrecarga en la parte delantera, aumenta las fuerzas y por lo tanto la tensión en el ligamento gleno-humeral (Weiser et al., 1999). En este caso, el espacio subacromial se ve reducido cuando la escápula se prolonga (Solem-Bertoft et al., 1993) e igualmente con una mayor abducción (Neviaser, 1991), viéndose afectado el rango de movimiento y la producción de fuerza (Lewis et al., 2005). De este modo, un agarre neutro se presenta como una alternativa más segura, por mantener una sinergia entre los aductores escapulares como en los rotadores internos y externos del humero.

2.4 EFICACIA EN LOS EJERCICIOS DE FUERZA: ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE (EMGs)

La electromiografía (EMG) es una técnica que establece un mayor conocimiento del sistema involucrado en la respuesta muscular, pudiendo realizarse tanto de forma invasiva a través de agujas conectadas con el interior del músculo o de forma superficial (Gutiérrez-Rivas, 2008).

La electromiografía de superficie (EMGs) es la técnica mayoritariamente utilizada para detectar la señal eléctrica de un músculo durante diferentes acciones musculares, tanto estáticas como aquellas que involucren un movimiento, y establecer rangos y patrones de activación durante las mismas (Soderberg & Knutson, 2000).

La actividad eléctrica registrada representa el campo de la concentración iónica, consecuencia de la respuesta de las motoneuronas a un determinado momento articular. Las variaciones en el voltaje dependiente del reclutamiento de unidades motoras, producen la despolarización de las membranas, siendo dicha expresión a los impulsos el objeto de estudio de la EMGs (Farina et al., 2014).

La técnica EMGs necesita ser completada con técnicas de medición cinemáticas sincronizadas, ya que uno de los objetivos es conocer los momentos de activación y su coordinación con otros grupos musculares en cada posición e instantes de una acción dinámica (Andersen et al., 2010; Soderberg & Knutson, 2000).

Se ha demostrado que la señal electromiográfica ostenta una relación creciente con la tensión muscular, o fuerza, en acciones isométricas (Alkner et al., 2000) como en acciones dinámicas (Andersen et al., 2010), aunque esta relación puede ser diversa en función del grupo muscular testado.

Por ello, se ha documentado que para producir adaptaciones neuromusculares y morfológicas que produzcan mayores niveles de fuerza, se necesitan ejercicios que generen un alto reclutamiento y niveles de activación. Estableciendo el nivel de la EMG como un parámetro de intensidad a tener en cuenta en diferentes ejercicios (Andersen et al., 2006; Oranchuk et al., 2019).

Respecto al umbral de activación, se evidencia un requerimiento de activación mínima para obtener adaptaciones en la fuerza, situándose entre el 40 al 60 % de la máxima contracción voluntaria (MVC) (Andersen et al., 2006). Del mismo modo, es necesario un umbral por encima del 70%MVC para obtener mejoras sustanciales en la estructura y funciones de los tendones (Oranchuk et al., 2019). Así, a pesar de la diversidad de ejercicios de fuerza, aquellos que obtienen similares niveles de activación, se traducirá en semejantes beneficios a nivel de fuerza (Andersen et al., 2010; Calatayud et al., 2015).

Sin embargo, se pueden alcanzar niveles similares de activación a partir de diferentes mecanismos, que modularan de forma diferente los beneficios

obtenidos, dependiendo los niveles de activación de muchos factores (Wahl & Behm, 2008).

2.4.1 Activación muscular durante los ejercicios de empuje del hemisferio superior

La respuesta electromiográfica ha sido estudiada en multitud de ejercicios de empuje como las flexiones de brazos, press de banca, ejercicios con poleas, además de diferentes elementos para conseguir un mejor resultado (Calatayud et al., 2014).

La respuesta de la activación muscular en los diferentes estudios, con frecuencia, es comparada con los niveles de activación que se producen en el press de banca, ya que es uno de los ejercicios más demandados y estudiados (Cronin et al., 2007; Cronin & Sleivert, 2005; Gomo & Van Den Tillaar, 2016; Mayhew et al., 2011; Schick et al., 2010).

Las distintas variaciones en el press de banca incluyen modificaciones en la barra, inclinación del banco, anchos de agarre y condiciones de inestabilidad e intensidad (Schick et al., 2010).

El modelo muscular estudiado se basa en la respuesta biomecánica del ejercicio, cuya principal musculatura registrada durante los ejercicios de empuje es el pectoral mayor, deltoides anterior y tríceps (Stastny et al., 2017).

El pectoral mayor presenta dos inervaciones separadas, determinándose la porción clavicular y esternal, cuyo registro electromiográfico por separado es esencial debido a la variación en función de la ejecución y modalidad (Campos & Da Silva, 2014).

En este caso, las principales acciones de la porción clavicular y esternocostal es la flexión, la aducción y la rotación del brazo en el hombro, sin embargo, las fibras de la porción esternal se extienden en la flexión de hombro (Jagessar & Gray, 2010).

En la literatura científica existen algunas discordancias en la excitación muscular cuando se realiza determinadas modalidades en el press (Lauver et al., 2016; Lehman, 2005; Saeterbakken et al., 2017).

Referente al ancho de agarre, Clemons & Aaron (1997) observaron que un agarre del 190% BAD obtenía mayores niveles de activación en el pectoral mayor

que un agarre estrecho ubicado entre el 100% y 130%. Específicamente, Lehman (2005), encontró mayores valores de EMG en la porción esternocostal con un agarre del 200% BAD comparado con un agarre estrecho.

Sin embargo, otras investigaciones no encontraron variaciones en la activación de la porción esternal entre diferentes anchos de agarre (Barnett et al., 1995; Saeterbakken et al., 2017).

Para el haz clavicular del pectoral mayor, se documenta actividades eléctricas similares en los diferentes anchos de agarre (Lehman, 2005; Saeterbakken et al., 2017), incluso Barnett et al. (1995) mostró una mayor activación del haz clavicular en los agarres comprendidos entre el 100% BAD, en comparación con el 200% BAD.

Para el tríceps braquial un ancho de agarre estrecho presenta mayor activación en comparación con un agarre ancho, ya que la musculatura extensora del codo se convierte en factor clave en la sinergia para superar el movimiento (Barnett et al., 1995; Lehman, 2005), surgiendo lo mismo con el deltoides (Barnett et al., 1995).

Respecto a la inclinación, se establece un detrimento de la activación en la porción esternal del pectoral mayor conforme aumenta la misma (Barnett et al., 1995; Coratella et al., 2019; Glass & Armstrong, 1997; Trebs et al., 2010).

Del mismo modo, el nivel de activación del tríceps braquial disminuye conforme se produce un aumento en la inclinación del press de pecho (Coratella et al., 2019; Saeterbakken et al., 2017), aunque una posición horizontal presenta similares niveles de EMG que la variante declinada (Coratella et al., 2019).

En cambio, una posición declinada se relaciona con una disminución en la musculatura del deltoides anterior (Coratella et al., 2019; Lauver et al., 2016), encontrando los mayores niveles de EMG en ángulos inclinados de 30° y 40° (Lauver et al., 2016).

Por otra parte, las variaciones derivadas hacia una superficie inestable, han sido resaltadas como aquellas alternativas con una mayor implicación de la musculatura estabilizadora, debido a una mayor activación de dichos grupos musculares (Dunnick et al., 2015; Goodman et al., 2008; Norwood et al., 2007; Saeterbakken & Fimland, 2013).

Aunque, se puede indicar que el pectoral mayor y la porción anterior del deltoides no varían sus niveles de activación cuando se aumenta la inestabilidad

(Goodman et al., 2008). Incluso, un incremento de la inestabilidad en la ejecución del press banca, puede ir en detrimento de la activación de los músculos primarios como el pectoral mayor, tríceps y deltoides, ya que la intensidad a través de la carga a desplazar es uno de los parámetros fundamentales a tener en cuenta, y un aumento del desequilibrio puede suponer una disminución en la capacidad de desplazar una mayor carga (Saeterbakken & Fimland, 2013).

De manera específica, involucrando similitudes con el press de pecho que se sitúa en los PB, existen alternativas que proporcionan una opción guiada.

La máquina Smith es una de las alternativas al press banca ejecutado con barra libre, encontrando similares niveles de activación en la principal musculatura (Pimentel et al., 2016). Sin embargo, otra de las opciones guiadas en los ejercicios de empuje es la máquina press de pecho en posición sentado, la cual, de manera específica supone una menor activación de la porción clavicular, tríceps y deltoides lateral (Coratella et al., 2019).

Aunque la naturaleza de estos ejercicios guiados y más estables, son frecuentemente el método preferido para aquellos individuos menos experimentados, ya que permiten un mayor control en la ejecución y manejo de las cargas, trabajando los mismos músculos (Schick et al., 2010).

2.4.2 Activación muscular durante los ejercicios de tracción del hemisferio superior

El balance en el desarrollo de ejercicios empuje y tracción es imprescindible para proporcionar equilibrio en el desarrollo de la musculatura tanto del pecho como de la espalda, evitando así un riesgo de lesión (Fenwick et al., 2009; Lehman et al., 2004; McGill et al., 2014b).

Comúnmente, los ejercicios de tracción son recomendados para aliviar los dolores de espalda provocados por descompensaciones musculares u otras causas (Roy et al., 1997).

El objetivo principal de los ejercicios que involucran una tracción, es reclutar la musculatura de la espalda, para permitir una estabilidad y rigidez en la columna vertebral, aumentando la resistencia a la deformación ante una mayor carga, facilitando los movimientos sin riesgo de lesión (Fenwick et al., 2009; McGill et al., 2014b).

Sin embargo, la carga de la columna vertebral es un factor importante a controlar, ya que una mayor activación e involucración de la musculatura durante la tracción puede incrementar la carga en la columna (Fenwick et al., 2009).

En la misma línea que los ejercicios de empuje, las variaciones como la tipología de los ejercicios influirán los patrones de reclutamiento muscular (Lehman et al., 2004).

Entre los ejercicios de tracción frecuentemente usados como el jalón y el remo, se ha descrito que el remo recluta a la musculatura dorsal y bíceps con mayor o igual eficacia que el jalón, y de una forma más intensa al trapecio y el romboides (Lehman et al., 2004).

En cuanto a las tipologías dentro del remo, se resalta que una posición de la columna neutra, con las rodillas flexionadas 90°, supone la mejor relación entre la activación del erector espinal y la carga para la columna vertebral (Fenwick et al., 2009).

Sin embargo, la posición de la columna vertebral y el mantenimiento de una posición correcta se ve influenciada en gran medida por la supervisión de un experto, siendo su labor fundamental para adoptar posiciones de la columna vertebral más neutras y estables durante todo el movimiento, que repercutan del mismo modo en un patrón de reclutamiento correcto (McGill et al., 2014a).

En cuanto a los ejercicios de remo en suspensión, en los principales grupos musculares del movimiento como trapecio, dorsal ancho y deltoides, la activación es similar o va en detrimento (McGill et al., 2014b), incluso demostrando una mayor activación del bíceps braquial en aquellos ejercicios realizados de forma estable (Snarr & Esco, 2013). Aunque, los ejercicios en suspensión presentan una alternativa aceptable por su mayor activación en la musculatura estabilizadora, también por una reducida carga de compresión en la columna durante la ejecución (McGill et al., 2014b).

Dentro de las variaciones que se puede realizar para cambiar el patrón de activación en la musculatura, encontramos la anchura de agarre y la orientación de la mano como los más comunes, existiendo gran controversia (Lehman et al., 2004; Leslie & Comfort, 2013; Lusk et al., 2010; Mcallister et al., 2013; Signorile et al., 2002; Wills et al., 1994).

En cuanto a la anchura de agarre, algunas investigaciones sugieren el agarre ancho frente al agarre estrecho como el más efectivo para incrementar la

activación del dorsal ancho en ejercicios de tracción (Signorile et al., 2002; Wills et al., 1994). Del mismo modo, también se evidencian mayores activaciones en el tríceps braquial en los agarres más amplios (Signorile et al., 2002).

En cambio, otras investigaciones sugieren que no se produce ningún cambio en la activación muscular del dorsal cuando se modifica el ancho de agarre (Lehman et al., 2004), y tampoco en la EMG del bíceps braquial o trapecio, sino que los cambios en la activación dependen principalmente de la orientación de la mano, es decir, el agarre en supinación o pronación (Lusk et al., 2010).

Referente a la orientación de las manos, algunos autores evocan por la elección de un agarre en pronación como aquel que produce mayores niveles de activación en el dorsal ancho, elevando la activación en un 9% frente a la opción en supinación (Lusk et al., 2010). En la misma línea, para el reclutamiento del trapecio se muestra una tendencia a incrementar la EMG con un agarre en pronación (Youdas et al., 2010).

La opción de un agarre en supinación también parece aumentar la eficacia en determinados grupos musculares, presentando esta alternativa como aquella que obtiene mayores niveles de activación en el bíceps (Youdas et al., 2010).

Sin embargo, cabe resaltar que las diferencias mostradas en la literatura pueden ser el resultado de las diferencias en el rango de movimiento, que se producen por los diferentes criterios tomados durante las investigaciones en el ancho de agarre, en lugar de la orientación de la mano (Leslie & Comfort, 2013).

Por otra parte, en cuanto a la técnica durante la realización de los ejercicios de tracción ha sido evidenciado que el mantenimiento de la retracción escapular durante todo el recorrido, no parece aumentar los niveles de activación en la musculatura del trapecio y romboide. Sin embargo, a partir de investigaciones anteriores esta posición parece proporcionar una estabilidad superior de los hombros (Lehman et al., 2004).

La realización de los ejercicios de tracción de forma unilateral, incrementa la activación de la musculatura oblicua del abdomen, en cambio, la ejecución bilateral suele provocar una respuesta electromiográfica superior en el erector espinal y multifidus (Saeterbakken et al., 2015). Según Saeterbakken et al. (2015) el ejercicio de remo en máquina con apoyo en el pecho, se presenta como una buena alternativa para mantener el ángulo de la cadera de forma correcta, con una reducción en la activación del erector espinal, y presión en la columna.

2.5. PROBLEMA DE ESTUDIO

A partir del análisis previo de la literatura científica, se observa la importancia de proporcionar medios y oportunidades de ejercicio físico seguro y efectivo a una de las poblaciones más vulnerables e importantes, como es la adulta mayor.

Del mismo modo, se comprende la importancia de los parques biosaludables como una estrategia para ayudar a mejorar la salud y la calidad de vida, pero también que estos integran una maquinaria con unos diseños poco seguros y efectivos y que aumentan el riesgo de sufrir lesiones.

Es por ello, que el conocimiento científico es necesario en el diseño de una nueva maquinaria biosaludable, que se ajuste a los criterios de ergonomía, que tiene presente la seguridad y eficacia en el entrenamiento muscular y conseguir así beneficios psico-fisiológicos en las personas que entrenen en ellas.

III - OBJETIVOS

III – OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO PRINCIPAL

Comparar y optimizar la configuración biomecánica y la respuesta electromiográfica de la maquinaria presente en los parques biosaludables.

3.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS

Press del hemisferio superior.

1-Valorar los cambios producidos en la activación muscular de la principal musculatura implicada, tras el diseño de un nuevo prototipo de maquinaria biosaludable de press del hemisferio superior.

2-Valorar los cambios producidos en la activación muscular de la principal musculatura implicada, tras la implementación de sobrecarga en el nuevo prototipo de maquinaria biosaludable de press del hemisferio superior.

3-Valorar los cambios producidos en la ergonomía tras el diseño del nuevo prototipo de maquinaria biosaludable de press del hemisferio superior.

Remo del hemisferio superior

1-Valorar los cambios producidos en la activación muscular de la principal musculatura implicada, tras el diseño de un nuevo prototipo de maquinaria biosaludable de remo del hemisferio superior.

2-Valorar los cambios producidos en la activación muscular de la principal musculatura implicada, tras la implementación de sobrecarga en el nuevo prototipo de maquinaria biosaludable de remo del hemisferio superior.

3-Valorar los cambios producidos en la disposición sagital del raquis tras el diseño del nuevo prototipo de maquinaria biosaludable de remo del hemisferio superior.

3.3. HIPÓTESIS

Press del hemisferio superior

H1: La maquinaria biosaludable de press del hemisferio superior disponible actualmente en los parques biosaludables, presentará una reducida activación electromiográfica de la musculatura principal implicada en la ejecución del movimiento.

H2: El nuevo prototipo de maquinaria biosaludable de press del hemisferio superior, presentará una mayor activación electromiográfica de la musculatura principal implicada en la ejecución del movimiento en comparación con la actual.

H3: Una mayor abducción de la articulación del hombro, incrementará la activación electromiográfica del pectoral mayor en la nueva maquinaria biosaludable de press del hemisferio superior.

H4: Los cambios biomecánicos en los asideros y del eje de giro de la maquinaria biosaludable de press del hemisferio superior, incrementará el rango de movimiento.

H5: La integración de un sistema de sobrecarga a través de un muelle resistido de 30 Kg, incrementará la activación electromiográfica de la principal musculatura implicada en la ejecución del movimiento.

Remo del hemisferio superior

H1: La maquinaria de remo disponible actualmente en los parques biosaludables, presentará una moderada activación electromiográfica de la principal musculatura implicada en la ejecución del movimiento.

H2: El nuevo prototipo de remo biosaludable, presentará una mayor activación electromiográfica de la principal musculatura implicada en la ejecución del movimiento en comparación con la actual.

H3: La integración de un sistema de sobrecarga a través de un muelle resistido de 45 Kg, incrementará la activación electromiográfica de la principal musculatura implicada en la ejecución del movimiento.

H4: La maquinaria de remo disponible actualmente en los parques biosaludables proporcionará la adopción de una disposición sagital del raquis perjudicial durante la ejecución.

H5: Los cambios biomecánicos en el nuevo prototipo de remo permitirán una disposición sagital del raquis saludable durante la ejecución.

IV - MATERIAL Y MÉTODO

IV - MATERIAL Y MÉTODO

4.1 DISEÑO

Estudio de medidas repetidas de cohorte transversal.

4.2 MUESTRA

Semanas previas a la terminación de los nuevos prototipos Biosaludables, se realizó un muestreo no probabilístico y por conveniencia para obtener una muestra de 17 hombres voluntarios, que cumplieran con los criterios de inclusión y no presentaban ningún criterio de exclusión.

4.2.1 Criterios inclusión

- Ser hombre adulto con edad superior a 18 años.
- Independencia funcional.
- Activos físicamente.
- No presentar ninguna patología o dolor muscular, ligamentosa, ósea, nerviosa o articular incompatible con la ejecución del ejercicio.

4.2.2 Criterios de exclusión

- Haber practicado otras actividades físicas con sobrecarga en las últimas 72 horas.
- Presentar la maquinaria una excesiva resistencia a vencer para el sujeto.
- Presentar un estado físico mermado por cualquier motivo que pueda influir en el rendimiento del sujeto.
- No cumplir con los criterios de inclusión.

4.3 VARIABLES DE INVESTIGACIÓN

4.3.1 Variables Genéricas

- Edad (años)
- Peso Corporal (Kg)
- Talla (m)
- Índice de masa corporal "IMC" (kg/m^2)
- Distancia Biacromial (cm)

4.3.2 Variables Press del Hemisferio Superior

- Activación Electromiográfica muscular de superficie del Pectoral Mayor Porción Clavicular (%MVC).
- Activación Electromiográfica muscular de superficie del Pectoral Mayor Porción Esternal (%MVC).
- Activación Electromiográfica muscular de superficie del Deltoides Anterior (%MVC).
- Activación Electromiográfica muscular de superficie del Deltoides Medial (%MVC).
- Activación Electromiográfica muscular de superficie del Tríceps Braquial (%MVC).
- Rango articular del movimiento del codo (grados °).
- Abducción de la articulación del hombro (grados °).

4.3.3 Variables Remo del Hemisferio Superior

- Activación Electromiográfica muscular de superficie del Tríceps Braquial (%MVC).
- Activación Electromiográfica muscular de superficie del Deltoides Medial (%MVC).
- Activación Electromiográfica muscular de superficie del Deltoides Posterior (%MVC).
- Activación Electromiográfica muscular de superficie del Bíceps Braquial (%MVC).
- Activación Electromiográfica muscular de superficie del Trapecio Porción Superior (%MVC).

- Activación Electromiográfica muscular de superficie del Trapecio Porción Medial (%MVC).
- Activación Electromiográfica muscular de superficie del Dorsal Ancho (%MVC).
- Activación Electromiográfica muscular de superficie del Erector Espinal (%MVC).
- Disposición sagital del raquis torácico (grados °).
- Disposición sagital del raquis lumbar (grados°).

4.4 PROTOCOLO E INSTRUMENTOS

4.4.1 Evaluación antropométrica

Se realizaron dos valoraciones antropométricas siguiendo los criterios establecidos por la International Society for the Advancement of Kinanthropometry (ISAK) (Marfell-Jones et al., 2012), seleccionando la media de ambas valoraciones. La valoración la realizó un antropometrista acreditado por la ISAK.

El peso fue registrado mediante la báscula “Tanita BC 545N” con ± 100 gramos de precisión (figura 12).



Figura 11. Tanita BC 545N

Para establecer la medida básica de la talla se utilizó un tallímetro “Leicester Tanita” de $\pm 1\text{mm}$ de precisión (figura 13).



Figura 12. Tallímetro Leicester Tanita.

Para la distancia biacromial se utilizó un antropómetro Cescorf (figura 14).

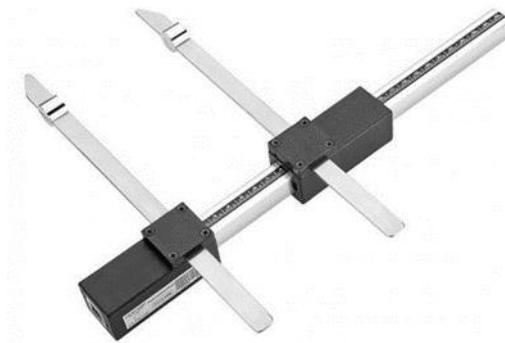


Figura 13. Antropómetro Cescorf.

4.4.2 Evaluación goniométrica

Se estableció en las mediciones para el press del hemisferio superior la valoración del rango articular del movimiento (ROM) en la articulación del codo, a través de un goniómetro electrónico Muscledab (SG150 Ergotest Technology AS, Langesund, Noruega) (figura 15).



Figura 14. Goniómetro SG150 Ergotest Technology.

En posición antropométrica y teniendo en cuenta las condiciones que afectan en la evaluación del codo (Morrey & An, 2009), se posicionó el codificador biométrico de ángulos a lo largo del brazo extendido, con distancia simétrica entre codificadores, y restableciendo el valor a 0° (figura 16).



Figura 15. Colocación del goniómetro electrónico.

Posteriormente se registró en todas las posiciones de la máquina de press tanto nueva como antigua, desde el inicio hasta el final del recorrido (figura 17).

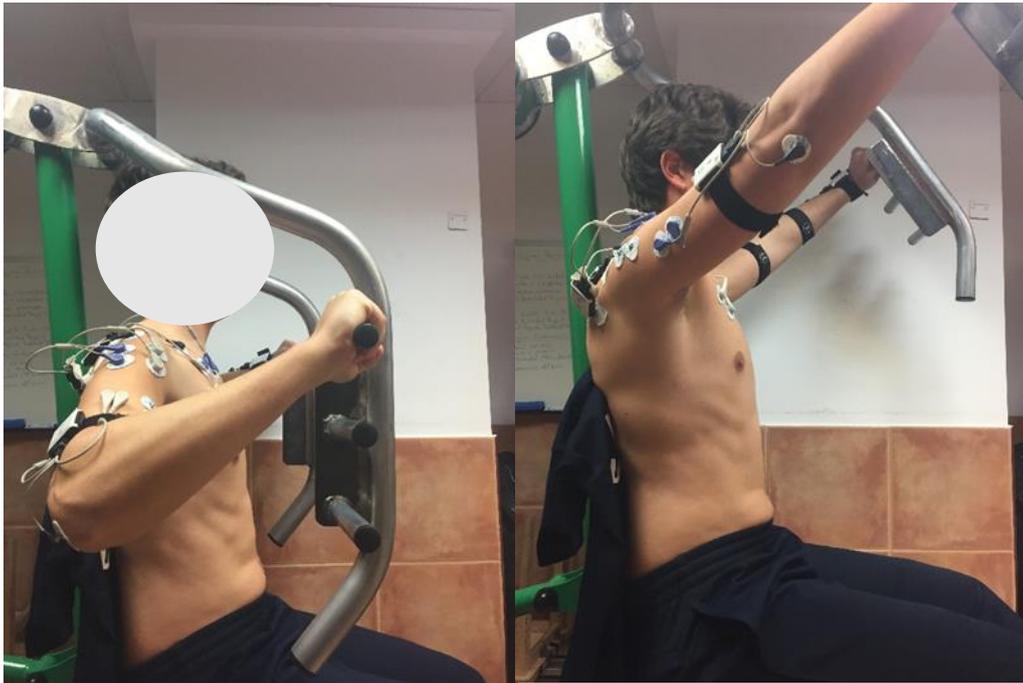


Figura 16. Inicio y final Press hemisferio superior agarre en abducción 3 (PNAA3).

Para la valoración goniométrica de la articulación gleno-humeral, se optó por un goniómetro manual (figura 18), debido al impedimento por el roce en el apoyo de la espalda, que podría producir una flexión espinal hacia el lado contralateral.

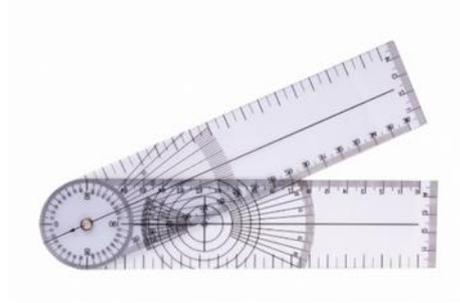


Figura 17. Goniómetro manual Rulong.

Se midió sólo en la posición de inicio en cada una de las condiciones del press. Para su colocación nos basamos en (Palmer & Epler, 2002):

- Eje: Sobre el acromion proyectado al punto central de la cabeza humeral.
- Brazo fijo: Alineada a la línea media axilar, paralelo al esternón.
- Brazo móvil: colocado en la cara lateral del brazo, paralelo a la línea media del húmero, en línea con el epicóndilo medial del humero.

4.4.3 Evaluación de la actividad electromiográfica

Todas las señales fueron adquiridas con el módulo de EMG inalámbrico Muscledlab (Ergotest Technology AS, Langesund, Noruega) con disponibilidad para dos canales.



Figura 18. EMG inalámbrico Muscledlab.

En la preparación y colocación de los electrodos se siguieron las recomendaciones del SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) (Stegeman & Hermens, 2007):

- Electrodos autoadhesivos recubiertos con gel.
- Afeitado de la piel.
- Limpiar la zona rasurada con alcohol.
- Desgastar piel antes de la colocación de los electrodos.
- Colocar en el lado del brazo Dominante.

-Press del hemisferio superior.

Se establecieron en función de estudios de gran relevancia para el press banca (Calatayud et al., 2014; Coratella et al., 2019; Lehman, 2005) 5 grupos musculares para ser evaluados en el press del hemisferio superior (cabeza larga del tríceps braquial, pectoral mayor “porción clavicular”, pectoral mayor “porción esternal”, deltoides anterior y deltoides medial).

La MVC se realizó ante una resistencia fija en la posición de inicio del agarre PNAA2 (figura 20), debido a la mayor similitud adoptada en la posición con el press banca, cuyo movimiento implica como motor primario la musculatura seleccionada. La normalización de esta tarea permite la comparación entre los sujetos y facilita la comparación entre tareas (Lehman, 2005).



Figura 19. MVC Press del hemisferio superior.

La señal de EMG se evaluó también de forma dinámica en cada uno de los agarres del antiguo press y nuevo press con y sin sobrecarga (figura 21).

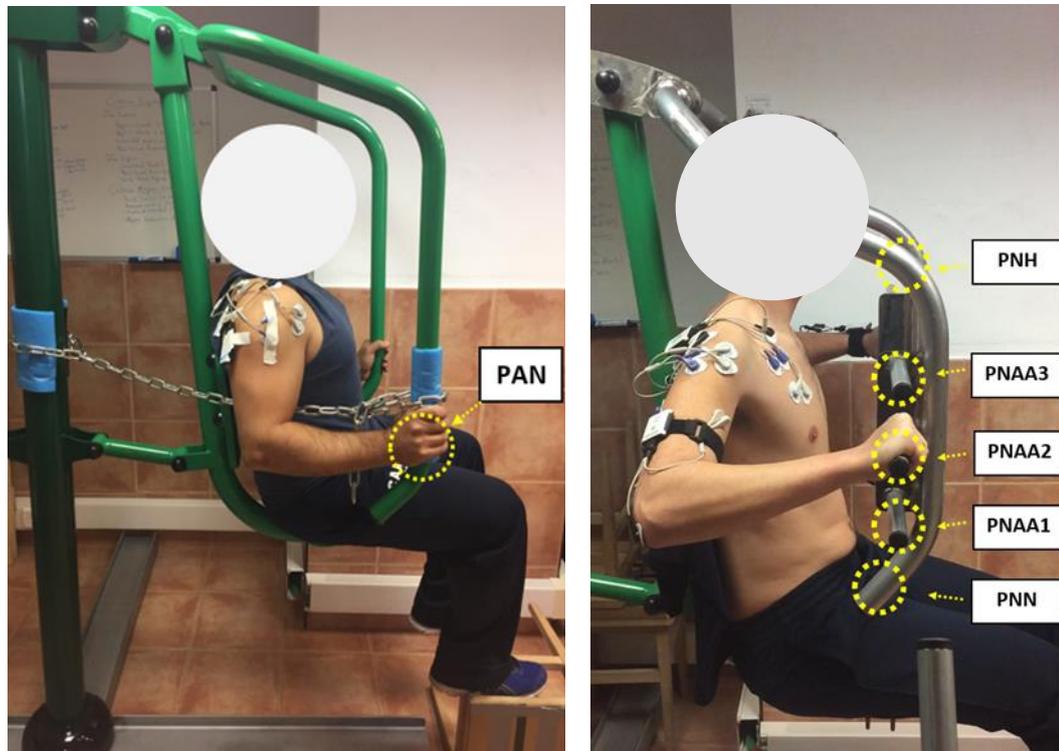


Figura 20. Tipología de agarres.

-Remo

Para la maquinaria del remo se establecieron 8 grupos musculares (trapecio superior, trapecio medial, cabeza larga del tríceps braquial, deltoides medial, deltoides posterior, dorsal ancho y erector espinal) en función de la musculatura principal analizada en estudios de gran relevancia (Lusk et al., 2010; Signorile et al., 2002; Youdas et al., 2010).

La MVC se realizó ante una resistencia fija en la posición de inicio del agarre RNP, (cuyo movimiento implica como motor primario la musculatura seleccionada).

La señal de EMG se evaluó también de forma dinámica en cada uno de los agarres de la antigua (figura 22) y nueva maquinaria de remo (figura 23) con y sin sobrecarga.



Figura 21. Tipología de los agarres en la máquina antigua de remo.

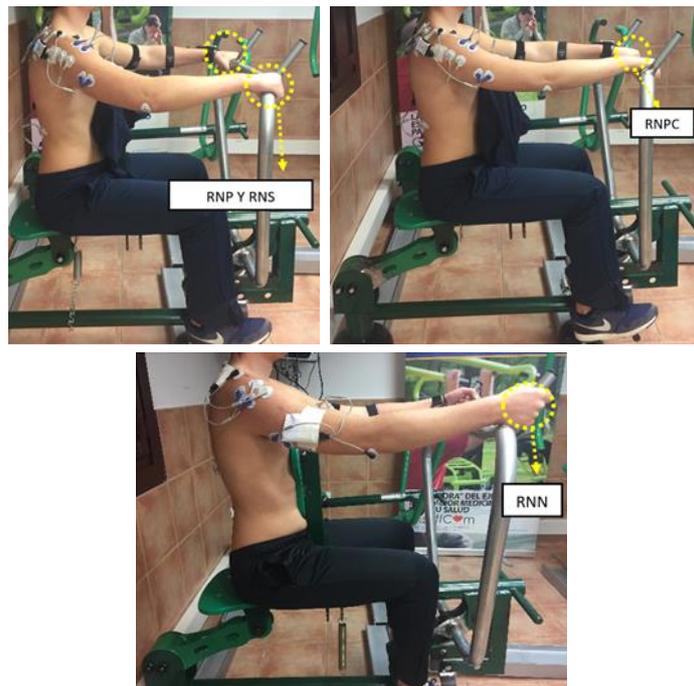


Figura 22. Tipología de agarres en el nuevo remo

4.4.4 Evaluación disposición sagital del raquis

La disposición sagital del raquis se llevó a cabo a través del Spinal Mouse (figura 24), por su validez y fiabilidad para la valoración de la disposición sagital del raquis en diversas posturas y la determinación del rango de movimiento intervertebral (Guermazi et al., 2006).



Figura 23. Spinal Mouse.

Se exploró la disposición angular del raquis torácico y lumbar en las posiciones de bipedestación, sedestación relajada, al inicio y final del movimiento tanto en el antiguo como en el nuevo remo en la posición de agarre prono. Para ello, en cada una de las posiciones, se situaba el spinal mouse en la curvatura cervical (C7), desplazando de forma suave a través de las apófisis espinosas de la columna vertebral hasta la primera vertebra sacra (S1) (figura 25).



Figura 24. Evaluación de la disposición sagital del raquis.

Para la categorización en la posición de bipedestación se tomaron como referencia los siguientes valores angulares (López-Miñarro et al., 2007):

Curva Dorsal:

- Rectificación dorsal: $<20^\circ$
- Normal: $20^\circ - 45^\circ$
- HiperCIFosis leve: $46^\circ - 60^\circ$
- HiperCIFosis moderada: $61 - 80^\circ$

Curva lumbar:

- Rectificación lumbar: $<20^\circ$
- Normal: $20^\circ - 40^\circ$
- Hiperlordosis: $>40^\circ$

Para la categorización en la posición de sedestación, como para las posiciones en sedestación de inicio y fin en ambos remos, se tomaron como referencia los siguientes valores angulares (Martínez, 2004):

Curva Dorsal:

- Normalidad: $< 40^\circ$
- Morfotipo cifótico leve: $41^\circ - 53^\circ$
- Morfotipo cifótico moderado: $> 53^\circ$

Curva lumbar:

- Normalidad: $< 15^\circ$
- Morfotipo cifótico leve: 15° - 21°
- Morfotipo cifótico moderado: $> 21^\circ$

4.5 PROCEDIMIENTOS

Atendiendo a los objetivos perseguidos en la presente investigación y sus particularidades referentes a la creación y diseño de nuevos prototipos, el procedimiento constó de 3 fases bien definidas (figura 26).

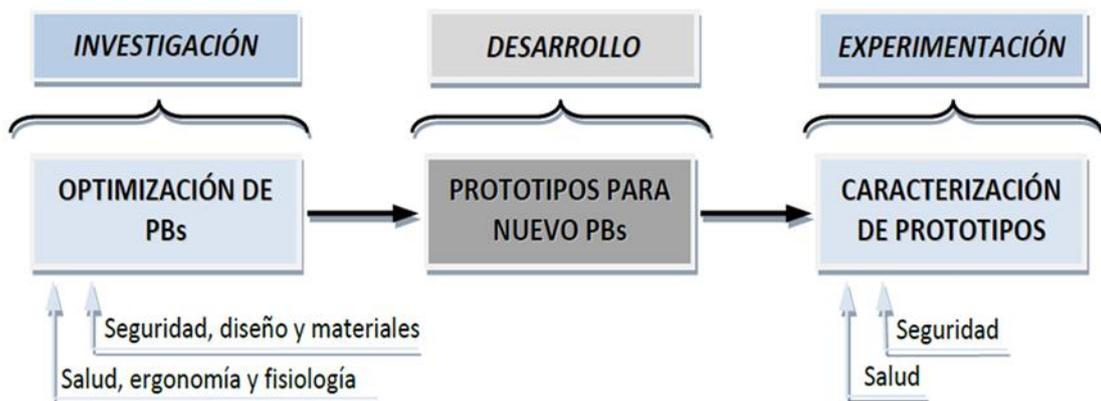


Figura 25. Fases del procedimiento.

La primera fase trató de analizar las funcionalidades de los circuitos biosaludables actuales revisando el catálogo de maquinaria biosaludable que COPELE S.L. comercializa a través de la marca ENTORNO URBANO (figura 27), desde el punto de vista del diseño y posibles mejoras en función de la literatura científica y estudios preliminares.



Figura 26. Maquinaria biosaludable comercializada.

Teniendo en cuenta criterios como diversidad de maquinaria disponible y las necesidades transmitidas por sector empresarial fabricante de la maquinaria, se concluyó que las máquinas objetivo de la investigación y modificación fueran: press del hemisferio superior (figura 28) y remo del hemisferio superior (figura 29).



Figura 28. Press del hemisferio superior comercial.



Figura 27. Remo del hemisferio superior Comercial.

La segunda fase de trabajo, se procedió al diseño de nuevos prototipos de maquinaria que permitan la realización de ejercicios, siguiendo criterios de eficacia y biomecánica muscular saludable ilustrada en el presente marco teórico, además de los anteriormente nombrados, dependientes del sector empresarial con la colaboración de las empresas implicadas COPELE S.L, Entorno Urbano S.L y el Centro Tecnológico del Metal.

Una vez fabricados los diseños se procedió al análisis experimental y su comparación con la maquinaria antigua.

4.5.1 Modificación del diseño de la maquinaria

4.5.1.1 Press del hemisferio superior

El press del hemisferio superior es una de las máquinas más utilizadas en los parques biosaludables. En la siguiente figura se ofrece una vista de diseño del modelo que COPELE S.L. comercializa a través de ENTORNO URBANO S.L.

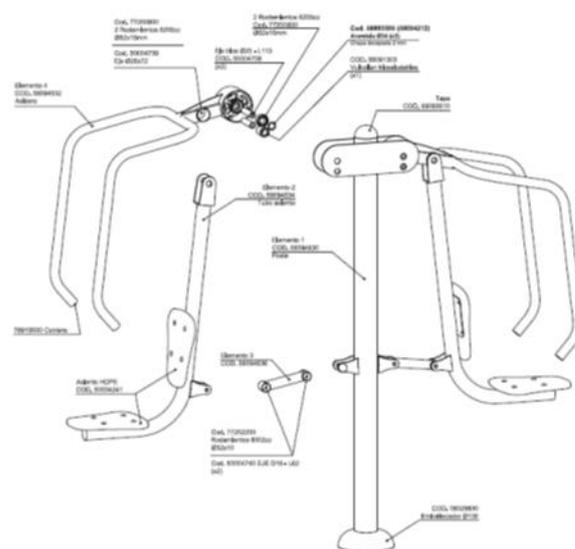


Figura 29. Diseños de la máquina de Pres del hemisferio superior.

Sobre el modelo inicial se han realizado varias modificaciones de diseño:

La primera modificación se realizó en el asidero, incorporando nuevos puntos de agarre que permitieran una abducción de la articulación del hombro, para poder trabajar de una forma más eficiente la musculatura pectoral (Clemons & Aaron, 1997; Saeterbakken et al., 2017), de esta manera se permiten dos tipos de agarre diferentes, lo que podría permitir ejercitar un tipo de musculatura u otra.

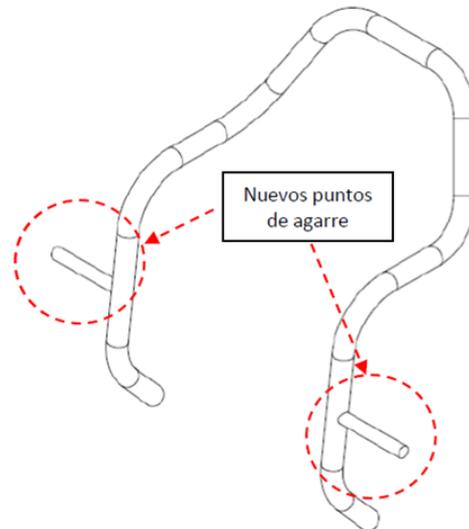


Figura 30. Nuevos puntos de agarre del asidero del Press del hemisferio superior.

Hasta conseguir la posición adecuada del agarre horizontal se fabricaron diferentes prototipos preliminares con tres tipos de agarre, para un mayor ajuste en función de la estatura y objetivos a perseguir, como una mayor incidencia en el pectoral mayor esternal o clavicular, siendo su rendimiento posteriormente evaluado.

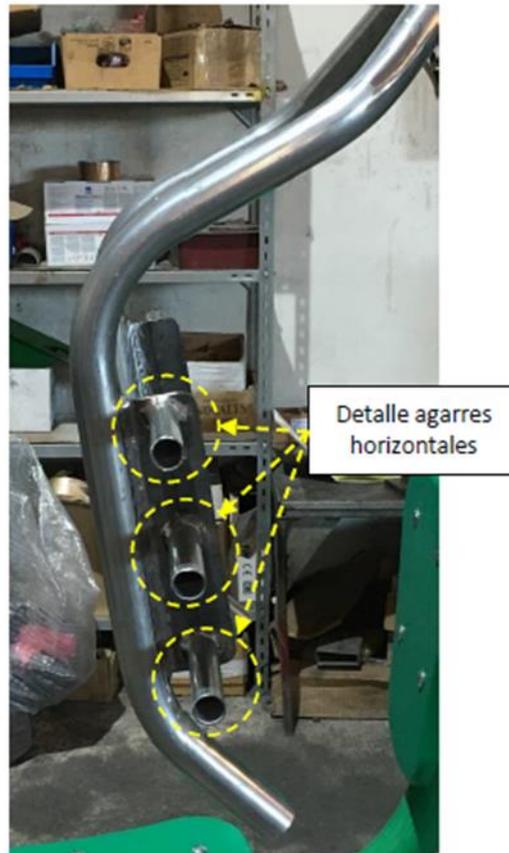


Figura 31. Detalle agarres horizontales PHS.

También fue necesario estudiar la variación de los ángulos del asidero antiguo (figura 33) hasta lograr un movimiento con un recorrido completo para el ejercicio, e incluso para poder aumentar la versatilidad de la maquinaria incluyendo un press de hombro.

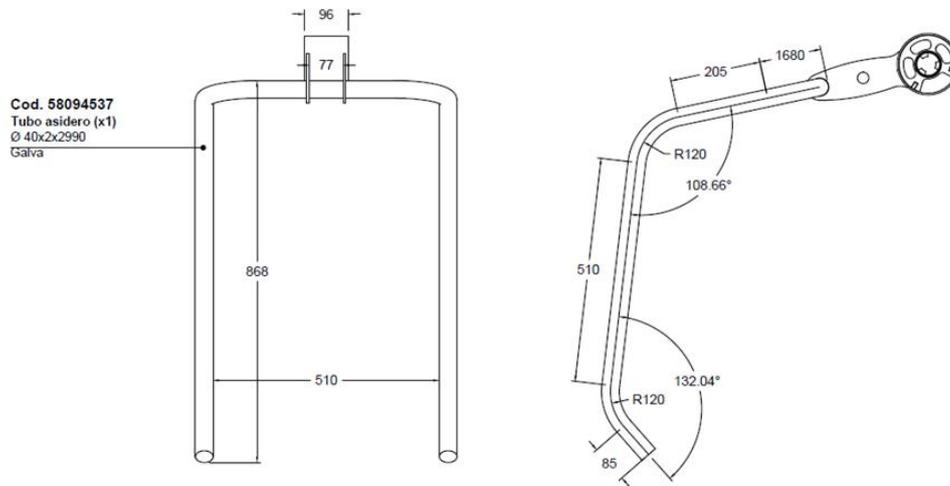


Figura 32. Detalles del ángulo en el asidero antiguo de PHS.

Para ello, en primer lugar, se aumentó el ángulo del asidero antiguo en la fase final hasta su eje de giro superior, permitiendo un nuevo punto de agarre vertical y una mayor angulación. En segundo lugar, se acortó el asidero en su fase inicial del agarre neutro (figura 34).

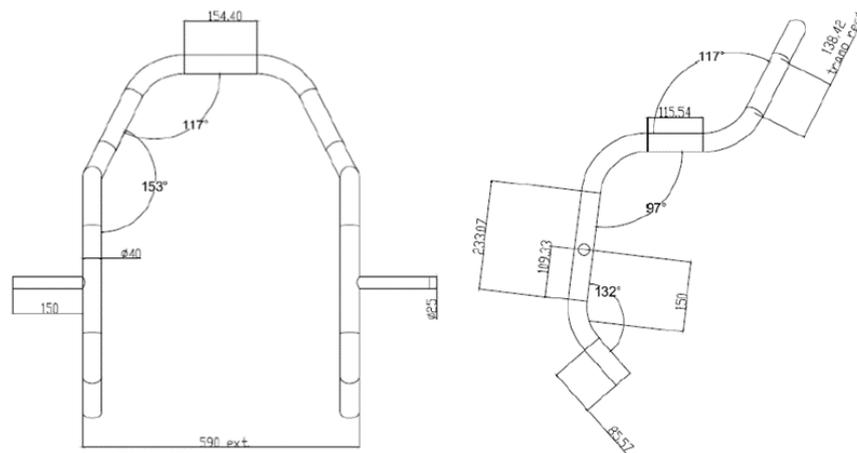


Figura 33. Detalles del ángulo en el asidero nuevo de PHS.

En tercer lugar, se adelantaron los agarres horizontales en su inicio para permitir un trabajo completo de la musculatura (figura 35).



Figura 34. Detalle del adelanto en el asidero nuevo de PHS.

Además de estos cambios que se observan de forma susceptible, también se cambiaron a nivel interno los rodamientos, para permitir un trabajo con mayor rango de movimiento y por lo tanto aumentar la eficacia de la maquina (figura 36).

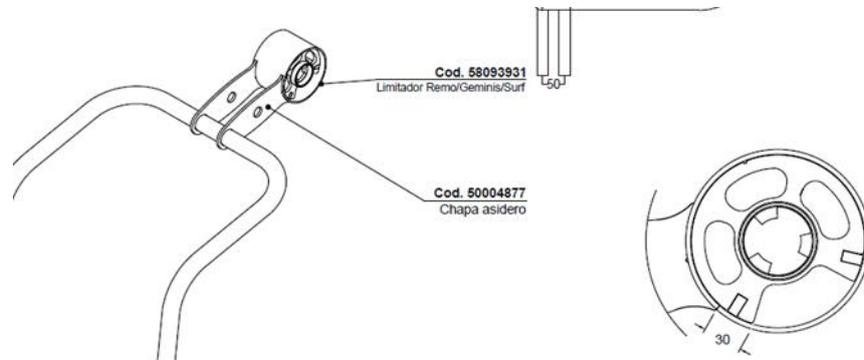


Figura 35. Detalle Rodamientos PHS.

Esta máquina tiene puntos que se articulan sobre rodamientos, cuyo tope cilíndrico fue retrasado en su engranaje (figura 37).

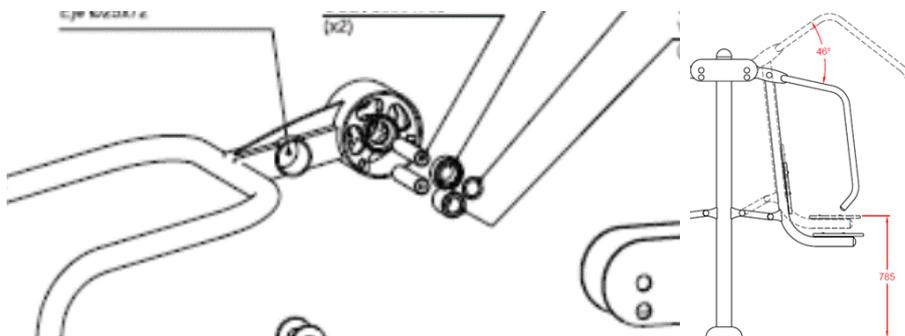


Figura 36. Detalle retraso del tope cilíndrico rodamientos PHS.

4.5.1.2 Remo del hemisferio superior

Del mismo modo, el remo es una de las máquinas más utilizadas en los parques biosaludables. En la siguiente imagen se ofrece una vista de diseño del modelo que COPELE S.L comercializa a través de ENTORNO URBANO S.L (figura 38).

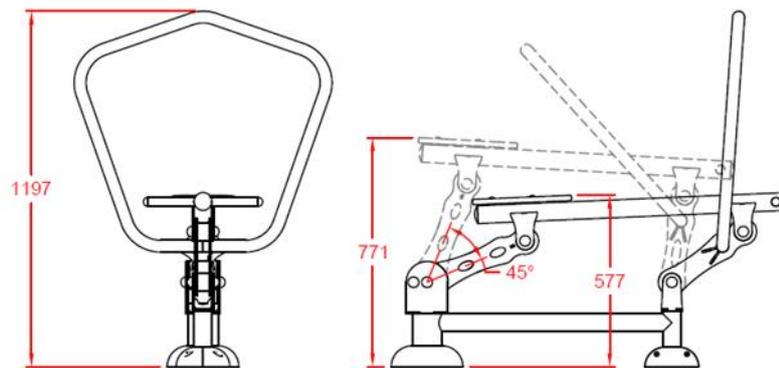


Figura 37. Diseño inicial Remo.

Sobre el diseño inicial de remo se han introducido los siguientes cambios:

Debido a que la posición en el antiguo remo presentaba un apoyo de los pies alejado y por encima de la cadera produciendo una postura incorrecta y que ha sido analizada con Spinal mouse, se optó por cambiar el apoyo a la parte inferior de la máquina, lo que podría producir también un incremento de las fuerzas del hemisferio superior debido a la reducción de la fuerza en las piernas, fruto del cambio de la palanca.

Para ello se utilizaron dos puntos de apoyo en la misma línea horizontal de la barra inferior de sustentación (figura 39).



Figura 38. Prueba apoyos para los pies.

Incluyendo un tercer apoyo inferior en la fase final (figura 40).

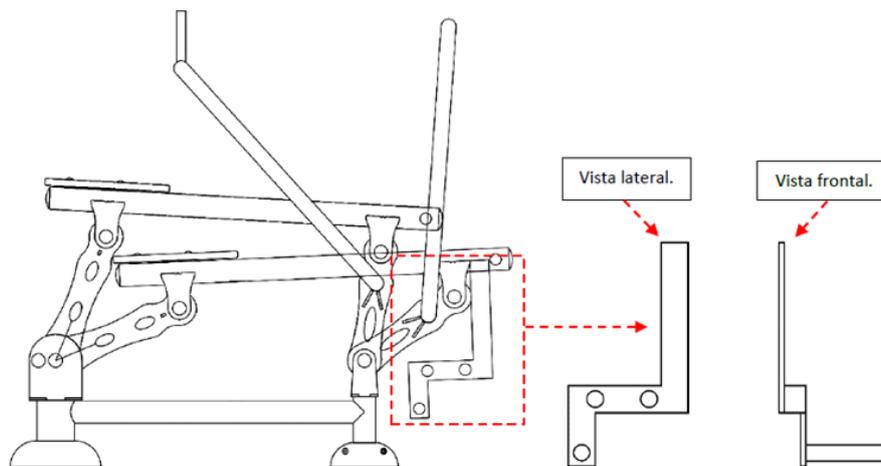


Figura 39. Apoyo de los pies definitivo en el nuevo remo.

Debido al cambio en la posición de los pies a una posición inferior, la tracción del asidero suponía un deslizamiento del cuerpo hacia la parte inicial, por lo que para evitar dicho deslizamiento y que además, se incorporó en el pecho para asegurar una posición correcta y alineada que mantuviera las curvas fisiológicas del raquis (figura 41).

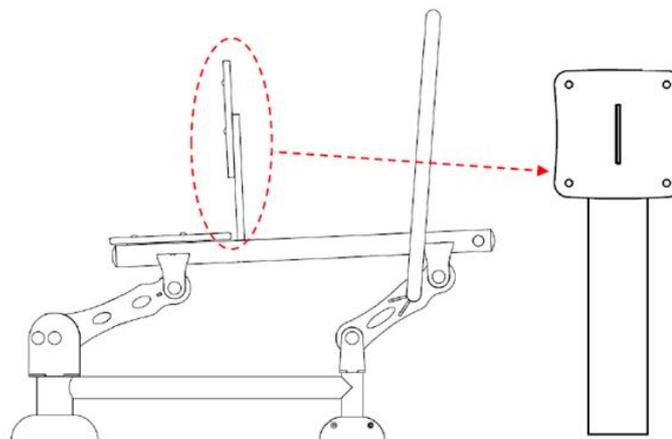


Figura 40. Incorporación apoyo en el pecho.

Seguidamente, para aumentar la versatilidad y una posición más ergonómica y fácil para la población a la que va destinada esta maquinaria, se incorporó un agarre vertical en el asidero, que produciría un agarre en posición neutra (figura 42). El diseño del agarre se ha realizado de tal modo que, en la posición final del movimiento, quede completamente en vertical con el suelo, y por lo tanto consiguiendo un agarre seguro y lineal en la articulación de la muñeca, en la fase de máximo esfuerzo.

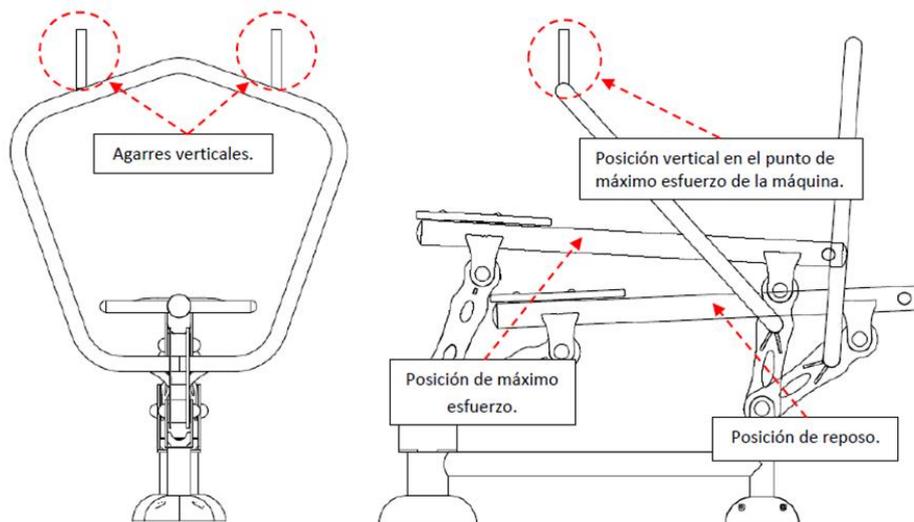


Figura 41. Diseño de nuevos agarres en el remo.

Otras de las modificaciones, fue el rediseño del asidero, debido a que durante la fabricación del primer prototipo del nuevo remo se observó que la incorporación del apoyo central para el pecho provocaba un distanciamiento en el agarre del asidero, se modificó la palanca para acercar la posición de inicio (figura 43).

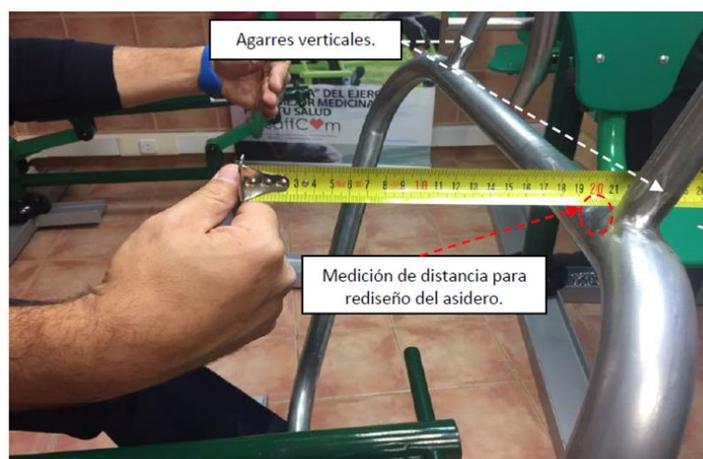


Figura 42. Acercamiento del asidero del remo.

Debido a esta última modificación de la palanca del asidero, se observó una interferencia con el apoyo por su geometría durante el desplazamiento, la barra central chocaba con el apoyo del pecho, por lo que se introdujeron cambios en su diseño.

Se rediseñó el ángulo del asidero (figura 44) con el fin de evitar dicha interferencia y conseguir que el aparato funcione correctamente, permitiendo la realización completa del movimiento.



Figura 43. Modificación ángulo del asidero en el remo.

En la siguiente ilustración se muestra el asidero de forma definitiva:

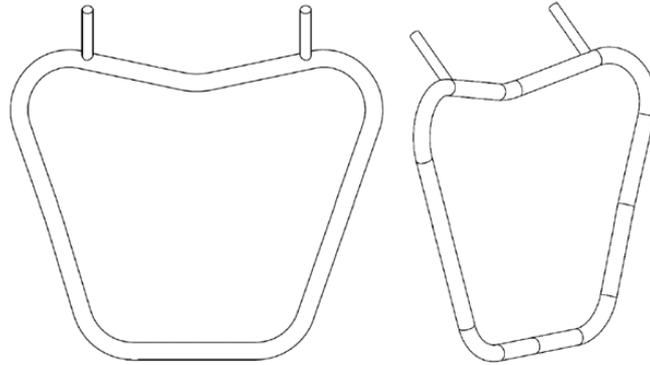


Figura 44. Diseño definitivo del asidero en el remo.

De este modo, se observa un cambio aparentemente significativo en el diseño del remo antiguo con respecto al remo nuevo (figura 46), que posteriormente fue evaluado.

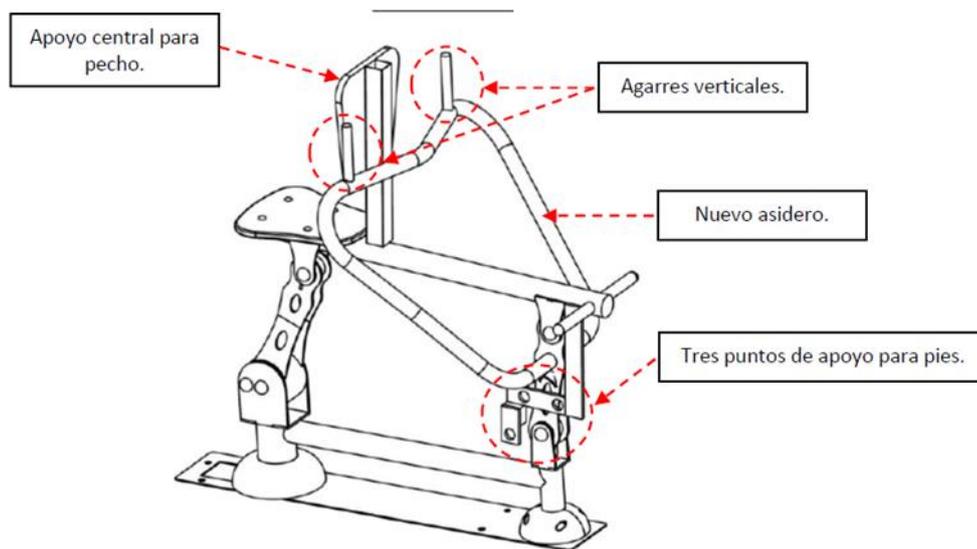


Figura 45. Diseño definitivo del nuevo remo.

4.5.1.3 Incremento de la carga

Mediante el análisis biomecánico de palancas gracias al Centro tecnológico del Metal (CTM), se simplificó el cálculo de la sobrecarga (figura 47) que suponía el peso en la máquina de PHS, ya que fue la máquina que menor resistencia relativa aparentaba.

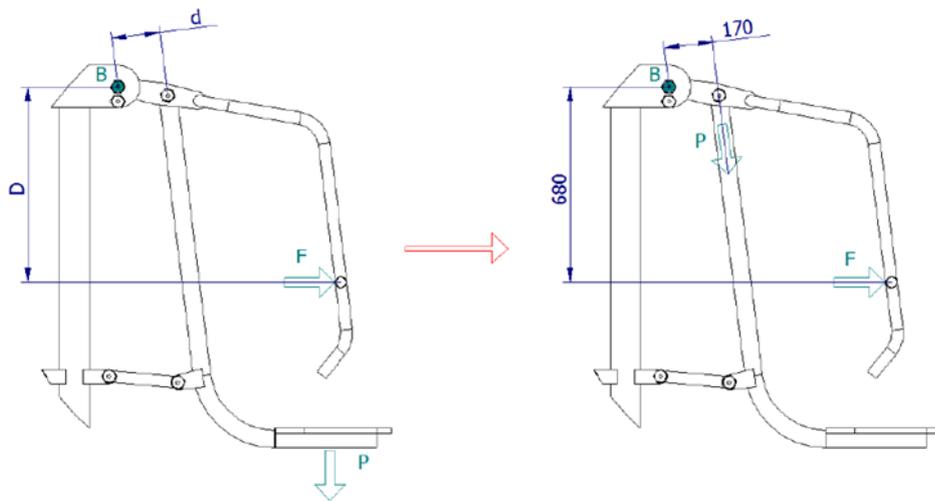


Figura 46. Cálculo de la sobrecarga.

En la ilustración anterior, se observa que para el cálculo del esfuerzo de la carga (F) se han tenido en cuenta las distancias D y d. La variable P se corresponde con el peso del usuario.

Aplicando equilibrio de momentos respecto al punto B se obtiene el siguiente cálculo (figura 48).

$$\sum M_B = 0$$

$$\sum M_B = F \cdot D - P \cdot d = 0$$

Figura 47. Fórmula para momentos de la fuerza aplicada.

Conociendo las dimensiones ($D=680\text{mm}$ y $d=170$), conforme al diseño de los prototipos se puede afirmar que la fuerza necesaria para realizar el ejercicio es del 25% del peso del usuario. Por tanto, en el caso de un usuario con un peso de 100 Kg, la fuerza a realizar será de 25 Kg, teniendo en cuenta el momento angular y de fuerza.

Debido, al reducido % absoluto de la carga que suponía el movimiento, y para poder seguir uno de los principios fundamentales del entrenamiento como es la progresión en la carga, esencial para poder progresar en el entrenamiento y conseguir adaptaciones musculares sustanciales para la mejora de nuestra salud, se optó por implementar una sobrecarga en ambas máquinas.

Teniendo en cuenta los criterios anteriormente nombrados como funcionalidad mecánica, las posibilidades de mejora y las necesidades del sector, se concluyó en un sistema de muelles de resistencia.

Del mismo modo, dependiendo de la capacidad de fuerza de la musculatura implicada en cada máquina, las dimensiones de las palancas, ángulos, y capacidad del sistema de resistencia elegido, se añadió un muelle de 30 kg en el press del hemisferio superior y 45 Kg en el remo (figura 49).



Figura 48. Implemento de sobrecarga a través de un muelle resistido.

4.5.2 Procedimiento experimental

Cada sujeto participó en 2 sesiones de evaluación.

-Primera sesión de evaluación

En primer lugar, se midió la composición corporal y la BAD de cada sujeto, para los estándares de medición y posterior ajuste de la creación de la nueva maquinaria.

A continuación, los sujetos realizaron las diferentes condiciones en la maquinaria con la misma técnica y pautas que se utilizó durante la recolecta de datos. Para ello, los sujetos practicaron los ejercicios hasta que el investigador comprobó que la ejecución es la adecuada, sin que ello produjera una fatiga.

Antes de iniciar la ejecución en la máquina PHS, se analizó a cada sujeto a través de un goniómetro la abducción de la articulación gleno-humeral.

Seguidamente, se dispuso a la preparación para la colocación de los electrodos en cada uno de los músculos estipulados para cada una de las máquinas, siguiendo las recomendaciones del SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) (Stegeman & Hermens, 2007).

Una vez colocados los electrodos, los sujetos realizaron dos repeticiones en cada condición en las diferentes máquinas para comprobar la señal de EMG. Todas las señales fueron adquiridas con Muscledlab 4020e (Ergotest Technology AS, Langesund, Noruega). La señal en bruto del EMG fue entonces filtrada con un paso de banda (con corte en frecuencias de 8 y 600 Hz sin procesar, muestreadas a 1000 Hz, se amplificaron y se filtraron utilizando un preamplificador localizado lo más cerca posible del punto de recogida).

Del mismo modo, el codificador biométrico de ángulos se sincronizó con las grabaciones EMG usando el goniómetro Muscledlab 4020e.

A continuación, cada sujeto realizó 2 MVC de 5 segundos en la posición PNAA2 para la máquina de PEHS, y de RNP para la máquina de remo, seleccionando el intento con mayor señal de EMG (Jakobsen et al., 2013).

Se estimuló a los sujetos para que produjeran la máxima fuerza posible y se les dejó un minuto de descanso entre ambas MVC. Seguidamente se permitió un reposo de 3 minutos entre las mediciones de MVC y el comienzo de las mediciones en cada una de las condiciones de las distintas máquinas.

Los sujetos comenzaron en las distintas máquinas y a su vez en las distintas condiciones en orden aleatorio, dejando tres minutos de reposo entre ellas. Para la máquina de press se evaluó en las posiciones (PAN, PNN, PNAA1, PNAA2,

PNAA3, PNH, PNNS, PNAA1S, PNAA2S, PNAA3S, PNHS) mientras que en la de remo se evaluó en las posiciones (RAP, RAS, RNN, RNP, RNS, RNPC, RNNS, RNPS, RNSS, RNPCS).

Cada participante realizó 3 repeticiones consecutivas en cada condición para evitar la influencia de la fatiga en la siguiente máquina (Jakobsen et al., 2013), iniciando el movimiento en la posición de brazos flexionados en el press, y en la posición de brazos extendidos en la máquina de remo. Se estipuló 2 minutos de descanso entre condiciones. La velocidad de ejecución fue de 4 segundos (2 en la fase excéntrica y 2 en la concéntrica), siguiendo un metrónomo integrado en el software de musclelab.

-Segunda sesión de evaluación.

Se estableció la valoración de la disposición angular del raquis torácico y lumbar en las posiciones de bipedestación, sedestación relajada, inicio y final del movimiento tanto en el antiguo como en el nuevo remo en la posición de agarre prono. Para ello en cada una de las posiciones, se situaba el spinal mouse en la curvatura cervical (C7), desplazando de forma suave a través de las apófisis espinosas de la columna vertebral hasta la primera vertebra sacra (S1).

4.5.3 Análisis de datos

Las señales EMG de paso de banda se convirtieron en señales de media cuadrática (RMS) usando una red de circuitos de hardware (respuesta de frecuencia = 0-600 kHz, constante media = 100 milisegundos, error total = 6 0,5%). Finalmente, la señal convertida en RMS fue muestreada a 100 Hz usando un convertidor A/D de 16 bits (AD637). Un software comercial (MuscleLab; Ergotest Technology AS) fue usado para analizar los datos almacenados del EMG.

Se obtuvieron los valores de la media RMS para cada condición del ciclo completo, identificando el comienzo y el final de cada una de las repeticiones con el máximo y mínimo de los ángulos transcritos por el goniómetro, normalizando con el máximo de EMG de cada musculo (%MVC). Para normalizar las señales de EMG se utilizaron los 3 segundos medios de los 5 segundos de la MCVI. Durante los ejercicios dinámicos, el valor promedio de las 3 repeticiones realizadas en cada condición fue seleccionado para analizar la señal de EMG.

Del mismo modo, la media global de todos los músculos fue también calculada y analizada.

4.5.4 Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó utilizando un software estadístico (SPSS 22.0, IBM).

Se comprobó que las variables mostraran una distribución normal (test de Shapiro-Wilk) antes de analizar los datos. Posteriormente, teniendo en cuenta que la muestra seguía una distribución normal, se procedió al análisis descriptivo, obteniendo las medias y las desviaciones típicas (SD) de cada una de las variables, además de la distribución de frecuencias de la disposición sagital del raquis, en función de las referencias de normalidad detalladas.

Las comparaciones estadísticas entre músculos, ROM, ABD y disposición sagital del raquis, en cada una de las condiciones de las distintas máquinas en las que fueron registradas, se realizaron a través de un ANOVA de medidas repetidas. Se usó una corrección de Greenhouse-Geisser cuando la esfericidad (test de Mauchly) fue violada. En caso de que se obtuviera un valor significativo para el efecto principal del ANOVA ($p < 0,05$), se realizó una comparación por pares (*post hoc*) con corrección de Bonferroni. El nivel de significancia se fijó a $p \leq 0,05$.

V - RESULTADOS

V - RESULTADOS

5.1 DATOS GENERALES DE LA MUESTRA

A continuación, se exponen en la tabla 2 los resultados encontrados para las características antropométricas, presentando una distribución normal en cada una de las variables de estudio.

Tabla 2 Características antropométricas de la muestra (n=17, hombres).

	Media ±SD
Edad (años)	33,59 ±7,15
Altura (m)	1,75 ±0,05
Peso (Kg)	79,47 ±10,7
IMC (Kg./m²)	25,72 ±3,17
BAD (cm)	41,53 ±0,66

SD: desviación típica; IMC: índice de masa corporal; BAD: distancia biacromial.

5.2 PRESS DEL HEMISFERIO SUPERIOR

5.2.1 Actividad Electromiográfica

En cuanto a la activación electromiográfica, resultado de la media del %MVC GENERAL de todos los grupos musculares implicados, tanto para la máquina antigua como para el nuevo prototipo con las diferentes modificaciones en el press del hemisferio superior, se ve afectado por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria ($p \leq 0,05$; $\eta^2 = 0,76$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 3. Se observa una activación de moderada (21-41%MVC) en los agarres neutros de la antigua máquina PAN y de la nueva PNN, una activación elevada (41-60%MVC) en los agarres que implican una abducción en la nueva máquina, incluyendo un aumento también en la modalidad press de hombro PNH. Referente a las modalidades con el implemento de una sobrecarga a través de un muelle resistido

de 30kg, mostraron diferencias significativas ($p \leq 0,05$) entre agarres homólogos como PNAA1 y PNAA1S y entre PNAA3 y PNAA3S.

Tabla 3. %MVC GENERAL Press del hemisferio superior

	%MVC GENERAL	\pm SD	Diferencias ($p \leq 0,05$)
PAN	34,79	7,08	d ,e, f
PNN	38,21	8,67	e, f
PNAA1	42,07	10,47	e, f
PNAA2	45,67	10,82	a, f
PNAA3	50,23	11,53	a, b, c, f
PNH	58,65	11,77	a, b,c, d, e
PNNS	46,94	12,27	
PNAA1S	50,41	12,14	c
PNAA2S	53,13	14,16	
PNAA3S	57,79	15,12	e
PNHS	62,18	12,00	

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; PAN: Press antiguo agarre neutro; PNN: Press nuevo agarre neutro; PNAA1: Press nuevo agarre en abducción 1; PNAA2: Press nuevo agarre en abducción 2; PNAA3: Press nuevo agarre en abducción 3; PNH: Press nuevo de hombro; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga.

a: diferencias respecto a PAN; b: diferencias respecto a PNN; c: diferencias respecto a PNAA1; d: diferencias respecto a PNAA2; e: diferencias respecto a PNAA3; f: diferencias respecto a PNH; nivel de significación ($p \leq 0,05$).

Observando específicamente por músculo en cada una de las modalidades, la activación normalizada del pectoral clavicular tanto del antiguo press como del nuevo prototipo con las modificaciones realizadas, se ve afectada por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria ($p \leq 0,05$; $\eta^2=0,47$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 4. Se observa una moderada activación electromiográfica en todas las modalidades de agarres del press de hemisferio superior, excepto para el agarre PNH que superó el 40% MVC, presentando diferencias significativas entre PAN y PNN ($p \leq 0,05$) y entre PNH con el resto de modalidades ($p \leq 0,05$), sin embargo, no se encontraron

diferencias estadísticamente significativas entre el mismo tipo de agarre con y sin sobrecarga ($p > 0.05$).

Tabla 4. %MVC_PC del Press del hemisferio superior

	%MVC_PC	±SD	Diferencias ($p \leq 0,05$)
PAN_PC	22,72	8,88	b, f
PNN_PC	29,64	12,92	a, f
PNAA1_PC	27,99	10,36	f
PNAA2_PC	30,42	12,83	f
PNAA3_PC	31,98	15,16	f
PNH_PC	41,31	17,44	a, b,c, d, e
PNNS_PC	35,54	17,78	
PNAA1S_PC	33,05	14,67	
PNAA2S_PC	35,46	16,32	
PNAA3S_PC	34,84	15,14	
PNHS_PC	43,58	18,03	

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; PC: Pectoral mayor porción clavicular; PAN: Press antiguo agarre neutro; PNN: Press nuevo agarre neutro; PNAA1: Press nuevo agarre en abducción 1; PNAA2: Press nuevo agarre en abducción 2; PNAA3: Press nuevo agarre en abducción 3; PNH: Press nuevo de hombro; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga.

a: diferencias respecto a PAN; b: diferencias respecto a PNN; c: diferencias respecto a PNAA1; d: diferencias respecto a PNAA2; e: diferencias respecto a PNAA3; f: diferencias respecto a PNH; nivel de significación ($p \leq 0,05$).

Del mismo modo, la EMG normalizada para el pectoral esternal tanto del antiguo press como de las modificaciones realizadas, se ve afectada por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria ($p \leq 0,05$; $\eta^2 = 0,20$). En cuanto a la comparación por pares, los datos completos se muestran en la tabla 5. Se observa una reducida activación electromiográfica en el agarre neutro de la antigua máquina, mientras que, tras las modificaciones en la maquinaria, la EMG en todas las modalidades de agarres del press de hemisferio superior aumentó hasta moderada (%MVC >20%), aunque no se mostró diferencias significativas entre las modalidades sin sobrecarga, pero sí entre PNAA3 y PNAA3S y entre PNH y PNHS ($p \leq 0,05$).

Tabla 5. %MVC_PE del Press del hemisferio superior

	%MVC_PE	±SD	Diferencias (p≤0,05)
PAN_PE	19,39	8,46	
PNN_PE	23,41	11,95	
PNAA1_PE	20,99	9,03	
PNAA2_PE	22,38	10,68	
PNAA3_PE	21,95	10,11	
PNH_PE	22,27	10,11	
PNNS_PE	27,10	11,87	
PNAA1S_PE	25,31	13,04	
PNAA2S_PE	24,79	12,53	
PNAA3S_PE	25,7	11,74	e
PNHS_PE	26,06	11,97	f

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; PE: Pectoral mayor porción esternal; PAN: Press antiguo agarre neutro; PNN: Press nuevo agarre neutro; PNAA1: Press nuevo agarre en abducción 1; PNAA2: Press nuevo agarre en abducción 2; PNAA3: Press nuevo agarre en abducción 3; PNH: Press nuevo de hombro; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga. e: diferencias respecto a PNAA3; f: diferencias respecto a PNH; nivel de significación (p≤0,05).

Referente a la EMG normalizada para el deltoides anterior, se ve afectada por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria (p≤0,05; $\eta^2=0,47$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 6. Se observa una alta activación electromiográfica en todas las modalidades de agarres del press de hemisferio superior, y más específicamente una muy alta EMG para el agarre el PNAA3 y PNH que superó el 70% MVC, presentando diferencias significativas (p≤0,05) la alternativa de press de hombro (PNH) respecto al resto de modalidades, excepto con PNAA3. Referente a las alternativas con sobrecarga, no se obtuvieron diferencias entre agarres homólogos con y sin sobrecarga.

Tabla 6. %MVC_DA del Press del hemisferio superior

	%MVC_PC	±SD	Diferencias (p≤0,05)
PAN_DA	47,35	11,62	f
PNN_DA	48,10	12,83	f
PNAA1_DA	53,52	15,36	f
PNAA2_DA	57,39	15,48	f
PNAA3_DA	61,48	14,36	
PNH_DA	72,70	14,86	a, b, c, d
PNNS_DA	56,29	11,96	
PNAA1S_DA	63,63	16,37	
PNAA2S_DA	63,27	19,51	
PNAA3S_DA	70,30	18,56	
PNHS_DA	76,18	16,41	

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; DA: Deltoides anterior; PAN: Press antiguo agarre neutro; PNN: Press nuevo agarre neutro; PNAA1: Press nuevo agarre en abducción 1; PNAA2: Press nuevo agarre en abducción 2; PNAA3: Press nuevo agarre en abducción 3; PNH: Press nuevo de hombro; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga.

a: diferencias respecto a PAN; b: diferencias respecto a PNN; c: diferencias respecto a PNAA1; d: diferencias respecto a PNAA2; f: diferencias respecto a PNH; nivel de significación (p≤0,05).

La EMG normalizada del deltoides medial (DM) se ve afectada por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria (p≤0,05; $\eta^2=0,48$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 7. Se observa una alta activación electromiográfica en las modalidades de agarres del press de hemisferio superior que no implican una abducción de hombro pronunciada como PAN, PNN, PNAA1 y PNAA2, aumentando a muy alta para los agarres en abducción pronunciada PNAA3 y PNH, que superan el 60% de la MVC, mostrando diferencias significativas entre los agarres que no requieren una abducción PAN y PNN con PNAA3, y entre PNH con el resto de alternativas,

excepto con PNAA3. Sin embargo, no se obtuvieron diferencias significativas entre agarres homólogos con y sin sobrecarga ($p>0,05$).

Tabla 7. %MVC_DM del Press del hemisferio superior

	%MVC_PC	±SD	Diferencias ($p\leq 0,05$)
PAN_DM	51,32	14,70	e, f
PNN_DM	48,51	15,41	e, f
PNAA1_DM	63,88	27,57	f
PNAA2_DM	64,49	26,30	f
PNAA3_DM	74,95	24,26	a, b
PNH_DM	83,17	21,96	a, b, c, d
PNNS_DM	62,50	20,94	
PNAA1S_DM	73,87	21,80	
PNAA2S_DM	77,21	27,02	
PNAA3S_DM	88,34	31,16	
PNHS_DM	85,58	22,91	

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; DM: Deltoides medial; PAN: Press antiguo agarre neutro; PNN: Press nuevo agarre neutro; PNAA1: Press nuevo agarre en abducción 1; PNAA2: Press nuevo agarre en abducción 2; PNAA3: Press nuevo agarre en abducción 3; PNH: Press nuevo de hombro; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga.

a: diferencias respecto a PAN; b: diferencias respecto a PNN; c: diferencias respecto a PNAA1; d: diferencias respecto a PNAA2; e: diferencias respecto a PNAA3; f: diferencias respecto a PNH; nivel de significación ($p\leq 0,05$).

Del mismo modo, la EMG normalizada para el tríceps braquial, se ve afectada por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria ($p\leq 0,05$; $\eta^2=0,68$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 8. Se observa una moderada activación electromiográfica en el agarre neutro de la antigua máquina, cuyos resultados son inferiores al 40% de la MVC, en cambio, se observa una activación alta en todas las modalidades de agarres del press de hemisferio superior nuevo, e incluso muy alta para PNH que superó el 70% MVC. Referente, al implemento de una sobrecarga no se obtuvieron cambios significativos respecto a sus agarres homólogos.

Tabla 8. %MVC_TRÍCEPS BRAQUIAL del Press del hemisferio superior

	%MVC_PC	±SD	Diferencias (p≤0,05)
PAN_TRI	33,17	11,03	b, c, d, e, f
PNN_TRI	41,38	11,78	a, d, e, f
PNAA1_TRI	43,98	13,44	a, d, e, f
PNAA2_TRI	53,67	13,75	a, b, c, f
PNAA3_TRI	60,77	17,22	a, b, c
PNH_TRI	73,79	22,86	a, b, c, d
PNNS_TRI	53,28	19,72	
PNAA1S_TRI	56,20	18,83	
PNAA2S_TRI	64,94	17,66	
PNAA3S_TRI	69,78	19,33	
PNHS_TRI	79,47	21,35	

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; TRI: tríceps braquial; PAN: Press antiguo agarre neutro; PNN: Press nuevo agarre neutro; PNAA1: Press nuevo agarre en abducción 1; PNAA2: Press nuevo agarre en abducción 2; PNAA3: Press nuevo agarre en abducción 3; PNH: Press nuevo de hombro; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga.

a: diferencias respecto a PAN; b: diferencias respecto a PNN; c: diferencias respecto a PNAA1; d: diferencias respecto a PNAA2; e: diferencias respecto a PNAA3; f: diferencias respecto a PNH; nivel de significación (p≤0,05).

Concerniente, al grado de implicación de cada grupo muscular a la ejecución del movimiento, se seleccionó la maquina antigua (PAN) y la alternativa media en abducción de la nueva maquinaria (PNAA2).

La ejecución de la alternativa PAN, se ve afectada por el tipo de musculatura implicada (p≤0,05; $\eta^2=0,70$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 9. Se observa una elevada activación electromiográfica de la musculatura del deltoides frente al pectoral mayor y tríceps braquial, mostrando diferencias significativas (p≤0,05), del mismo modo que se muestra diferencias significativas entre el tríceps braquial y ambas porciones del pectoral mayor (p≤0,05).

Tabla 9. %MVC_Press antiguo agarre neutro

	%MVC_PAN	±SD	Diferencias (p≤0,05)
PC	22,72	8,87	c, d, e
PE	19,39	8,46	c, d, e
DA	47,34	11,61	a, b, e
DM	51,32	14,69	a, b, e
TRI	33,17	11,02	a, b, c, d

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; PAN: Press antiguo agarre neutro; PC: Pectoral mayor porción clavicular; PE: Pectoral mayor porción esternal; DA: Deltoides anterior; DM: Deltoides medial; TRI: Tríceps braquial.

a: diferencias respecto a PC; b: diferencias respecto a PE; c: diferencias respecto a DA; d: diferencias respecto a DM; e: diferencias respecto a TRI; nivel de significación (p≤0,05).

Del mismo modo, la ejecución de la alternativa con abducción de la nueva máquina (PNAA2), se ve afectada por el tipo de musculatura implicada (p≤0,05; $\eta^2=0,63$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 10. Se muestra diferencias significativas (p≤0,05) entre el deltoides y tríceps braquial con el pectoral mayor, y específicamente la porción clavicular del pectoral mayor frente a la esternal.

Tabla 10. %MVC_Press nuevo agarre con abducción 2

	%MVC_PNAA2	±SD	Diferencias (p≤0,05)
PC	30,42	12,82	b, c, d, e
PE	22,37	10,68	a, c, d, e
DA	57,38	15,47	a, b
DM	64,49	26,29	a, b
TRI	53,66	13,75	a, b

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; PNAA2: Press nuevo agarre con abducción 2; PC: Pectoral mayor porción clavicular; PE: Pectoral mayor porción esternal; DA: Deltoides anterior; DM: Deltoides medial; TRI: Tríceps braquial.

a: diferencias respecto a PC; b: diferencias respecto a PE; c: diferencias respecto a DA; d: diferencias respecto a DM; e: diferencias respecto a TRI; nivel de significación (p≤0,05).

5.2.2 Ergonomía

En cuanto al análisis ergonómico del ROM, se ve afectado por el tipo de agarre ($p \leq 0,05$; $\eta^2 = 0,95$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 11. Se observa mayores niveles del ROM tras las modificaciones, principalmente entre PAN y el resto de condiciones derivadas de la modificación del press del hemisferio superior.

Tabla 11. ROM del Press del hemisferio superior

	ROM(°)	±SD	Diferencias ($p \leq 0,05$)
PAN	72,18	3,23	b, c, d, e, f
PNN	100,58	2,11	a, c, d, e, f
PNAA1	95,12	2,45	a, b, f
PNAA2	95,65	2,21	a, b, f
PNAA3	96,00	2,00	a, b, f
PNH	86,18	3,11	a, b, c, d, e

ROM: Rango articular del movimiento; SD: desviación típica; PAN: Press antiguo agarre neutro; PNN: Press nuevo agarre neutro; PNAA1: Press nuevo agarre en abducción 1; PNAA2: Press nuevo agarre en abducción 2; PNAA3: Press nuevo agarre en abducción 3; PNH: Press nuevo de hombro; a: diferencias respecto a PAN; b: diferencias respecto a PNN; c: diferencias respecto a PNAA1; d: diferencias respecto a PNAA2; e: diferencias respecto a PNAA3; f: diferencias respecto a PNH; nivel de significación ($p \leq 0,05$).

Referente a la abducción de la articulación del hombro, se ve afectada por el tipo de agarre ($p \leq 0,05$; $\eta^2 = 0,99$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 12. Se observa mayores niveles de abducción de hombro en los agarres PNAA1, PNAA2 y PNAA3 de la nueva maquinaria, frente al agarre neutro (PN) presente tanto en la antigua como en la nueva maquinaria y también con la modalidad de PNH.

Tabla 12. Abducción Press del hemisferio superior

	ABD(°)	±SD	Diferencias (p≤0,05)
PN	6	1,58	b, c, d, e,
PNAA1	43	2,78	a, c, d, e
PNAA2	57	2,73	a, b, d, e
PNAA3	85,06	1,81	a, b, c, e
PNH	7,65	1,22	a, b, c, d

ABD: Abducción; SD: desviación típica; PN: Press agarre neutro; PNAA1: Press nuevo agarre en abducción 1; PNAA2: Press nuevo agarre en abducción 2; PNAA3: Press nuevo agarre en abducción 3; PNH: Press nuevo de hombro;

a: diferencias respecto a PN; b: diferencias respecto a PNAA1; c: diferencias respecto a PNAA2; d: diferencias respecto a PNAA3; e: diferencias respecto a PNH; nivel de significación (p≤0,05).

5.3 REMO

5.3.1 Actividad electromiográfica

En cuanto a la activación electromiográfica del remo, la media del %MVC general de todos los grupos musculares implicados se ve afectado por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria (p≤0,05; $\eta^2=0,64$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 13. Se observa una activación moderada (21-41%MVC) en los agarres del antiguo remo (RAP, RAS), en cambio se observa una activación elevada (41-60%MVC) en el agarre de pronación ancho del nuevo remo (RNP), mostrando mayoritariamente diferencias significativas (p≤0,05) el remo nuevo en pronación (RNP) con ambas alternativas del remo antiguo (RAP, RAS) y con la nueva alternativa de remo cerrado (RNPC). Referente al implemento de una sobrecarga a través de un muelle resistido de 45kg, se muestra diferencias estadísticamente significativas (p≤0,05) entre agarres homólogos del nuevo remo (RNNS, RNPS, RNPCS), excepto para el agarre supino (RNSS).

Tabla 13. %MVC_GENERAL del remo

	%MVC GENERAL	±SD	Diferencias (p≤0,05)
RAP	30,22	7,82	d
RAS	27,51	7,45	d, e, f
RNN	30,27	9,40	d, e, f
RNP	41,62	8,96	a, b, c, f
RNS	35,41	10,82	b, c
RNPC	35,73	9,85	b, c, d
RNNS	39,66	11,70	c
RNPS	48,30	9,26	d
RNSS	42,59	12,38	
RNPCS	44,61	11,34	f

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; RAP: Remo antiguo agarre en pronación; RAS: Remo antiguo agarre en supinación; RNN: Remo nuevo agarre neutro; RNP: Remo nuevo agarre en pronación; RNS: Remo nuevo agarre en supinación; RNPC: Remo nuevo en pronación cerrado; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga.

a: diferencias significativas respecto a RAP; b: diferencias significativas respecto a RAS; c: diferencias respecto a RNN; d: diferencias respecto a RNP; e: diferencias respecto a RNS; f: diferencias respecto a RNPC; nivel de significación (p≤0,05).

Observando específicamente por músculo en cada una de las modalidades, la EMG normalizada para el tríceps braquial, se ve afectada por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria (p≤0,05; $\eta^2=0,55$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 14. Se observa una moderada activación electromiográfica en todas las modalidades de agarres del remo antiguo (RAP y RAS) y en el agarre neutro del nuevo remo (RNN), en contraste con la elevada activación en el resto de agarres del nuevo remo, que superaron el 40% MVC (RNP, RNS y RNPC). Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas (p≤0,05) entre el agarre en pronación del antiguo remo (RAP) con el agarre en pronación del nuevo remo (RNP), y entre el agarre neutro del nuevo remo (RNN) con el resto de agarres del remo nuevo (RNP, RNS, RNPC). Referente al incremento de la sobrecarga, se muestran diferencias estadísticamente significativas (p≤0,05) entre los agarres homólogos con un reducido ancho de agarre, como RNN y RNNS y entre RNPC y RPCS.

Tabla 14. %MVC_Tríceps braquial del remo

	%MVC_TRÍCEPS	±SD	Diferencias (p≤0,05)
RAP	34,92	11,95	d
RAS	36,72	13,73	
RNN	30,08	16,81	d, e, f
RNP	52,81	24,85	a, c
RNS	44,94	25,01	c
RNPC	48,21	25,06	c
RNNS	45,74	24,72	c
RNPS	65,99	25,77	
RNSS	53,72	23,87	
RNPCS	61,87	26,14	f

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; RAP: Remo antiguo agarre en pronación; RAS: Remo antiguo agarre en supinación; RNN: Remo nuevo agarre neutro; RNP: Remo nuevo agarre en pronación; RNS: Remo nuevo agarre en supinación; RNPC: Remo nuevo en pronación cerrado; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga.

a: diferencias significativas respecto a RAP; b: diferencias significativas respecto a RAS; c: diferencias respecto a RNN; d: diferencias respecto a RNP; e: diferencias respecto a RNS; f: diferencias respecto a RNPC; nivel de significación (p≤0,05).

La EMG normalizada para el deltoides medial, se ve afectada por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria (p≤0,05; $\eta^2=0,55$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 15. Se observa una moderada activación electromiográfica en todas las modalidades de agarres del remo antiguo, en contraste con el aumento a elevada activación en el resto de agarres del nuevo remo, que superaron el 40% MVC. Se obtuvieron diferencias significativas (p≤0,05), entre el agarre en pronación del antiguo remo RAP con el agarre en pronación del nuevo remo RNP, y mayoritariamente entre el agarre supino del remo antiguo (RAS) con el resto de agarres del remo nuevo. Sin embargo, no se muestran diferencias significativas entre agarres homólogos tras el implemento de la sobrecarga.

Tabla 15. %MVC_DM del remo

	%MVC_DM	±SD	Diferencias (p≤0,05)
RAP	33,97	16,23	d
RAS	23,65	10,50	c, d, e, f
RNN	41,23	15,47	b, d
RNP	59,43	16,68	a, b, c
RNS	44,49	19,49	b
RNPC	54,33	20,78	b
RNNS	57,18	21,59	
RNPS	70,27	20,10	
RNSS	55,00	26,57	
RNPCS	66,52	22,00	

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; DM: deltoides medial; RAP: Remo antiguo agarre en pronación; RAS: Remo antiguo agarre en supinación; RNN: Remo nuevo agarre neutro; RNP: Remo nuevo agarre en pronación; RNS: Remo nuevo agarre en supinación; RNPC: Remo nuevo en pronación cerrado; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga.

a: diferencias significativas respecto a RAP; b: diferencias significativas respecto a RAS; c: diferencias respecto a RNN; d: diferencias respecto a RNP; e: diferencias respecto a RNS; f: diferencias respecto a RNPC; nivel de significación (p≤0,05).

Referente a la porción posterior del deltoides, la EMG normalizada se ve afectada por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria (p≤0,05; $\eta^2=0,55$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 16. Se observa una moderada activación electromiográfica en todas las modalidades de agarres del remo antiguo (RAP y RAS) y en el agarre neutro (RNN), en contraste con la elevada activación en el resto de agarres del nuevo remo (RNP, RNS, RNPC) que superaron el 40% MVC, existiendo diferencias significativas (p≤0,05), entre el agarre en pronación del nuevo remo (RNP) con ambos agarres del antiguo remo (RAP y RAS) y con el agarre neutro del nuevo remo (RNN). Del mismo modo, también se muestran diferencias significativas (p≤0,05) entre el agarre supino del antiguo remo (RAS) con los agarres en supinación y en pronación cerrado del nuevo remo (RNS y RNPC). Referente al implemento de una sobrecarga, solamente existieron diferencias significativas

($p \leq 0,05$) entre el mismo agarre con y sin sobrecarga en la posición neutra (RNN y RNNS).

Tabla 16. %MVC_DP del remo

	%MVC_DP	±SD	Diferencias ($p \leq 0,05$)
RAP	35,63	19,30	d
RAS	27,14	12,46	d, e, f
RNN	38,34	17,50	d
RNP	56,64	14,92	a, b, c
RNS	45,22	17,13	b
RNPC	50,73	19,53	b
RNNS	53,61	19,42	c
RNPS	65,72	19,32	
RNSS	54,20	19,74	
RNPCS	64,73	25,13	

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; DP: deltoides posterior; RAP: Remo antiguo agarre en pronación; RAS: Remo antiguo agarre en supinación; RNN: Remo nuevo agarre neutro; RNP: Remo nuevo agarre en pronación; RNS: Remo nuevo agarre en supinación; RNPC: Remo nuevo en pronación cerrado; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga.

a: diferencias significativas respecto a RAP; b: diferencias significativas respecto a RAS; c: diferencias respecto a RNN; d: diferencias respecto a RNP; e: diferencias respecto a RNS; f: diferencias respecto a RNPC; nivel de significación ($p \leq 0,05$).

Cambiando de grupo muscular, la EMG normalizada para el bíceps braquial, se ve afectada por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria ($p \leq 0,05$; $\eta^2 = 0,48$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 17. Se observa una baja activación electromiográfica en todas las modalidades de agarre del remo antiguo (RAP, RAS), y del mismo modo en las modalidades del nuevo remo (RNN, RNP, RNPC), excepto para el agarre supino del nuevo remo (RNS) que obtuvo una activación moderada ($>20\%$ MVC), presentando diferencias significativas ($p \leq 0,05$) entre el agarre en supinación del nuevo remo (RNS) con el agarre en pronación del antiguo remo (RAP) y los agarres en pronación (RNP) y cerrado (RNPC) del nuevo remo. También, se

obtuvieron diferencias ($p \leq 0,05$) entre el agarre pronado del antiguo remo (RAP) y la alternativa neutra del nuevo (RNN). Con el incremento de la sobrecarga, solamente presentaron diferencias significativas ($p \leq 0,05$) entre el mismo agarre con y sin sobrecarga en la posición cerrada (RNPCS).

Tabla 17. %MVC_Bíceps Braquial del remo

	%MVC_BÍCEPS	\pm SD	Diferencias ($p \leq 0,05$)
RAP	9,88	4,93	c, e
RAS	15,33	8,21	
RNN	15,16	5,84	a
RNP	12,94	6,31	e
RNS	20,11	10,80	a, d, f
RNPC	12,66	6,83	e
RNNS	19,27	9,36	
RNPS	16,53	9,47	
RNSS	24,11	13,77	
RNPCS	16,73	10,09	f

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; DP: deltoides posterior; RAP: Remo antiguo agarre en pronación; RAS: Remo antiguo agarre en supinación; RNN: Remo nuevo agarre neutro; RNP: Remo nuevo agarre en pronación; RNS: Remo nuevo agarre en supinación; RNPC: Remo nuevo en pronación cerrado; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga.

a: diferencias significativas respecto a RAP; b: diferencias significativas respecto a RAS; c: diferencias respecto a RNN; d: diferencias respecto a RNP; e: diferencias respecto a RNS; f: diferencias respecto a RNPC; nivel de significación ($p \leq 0,05$).

Cambiando a la musculatura del trapecio, la EMG normalizada para su porción medial (TM) se ve afectada por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria ($p \leq 0,05$; $\eta^2=0,39$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 18. Se observa una moderada activación electromiográfica en todas las modalidades de agarre del remo antiguo, y del mismo modo en todas las modalidades del remo nuevo, excepto para el agarre en pronación del nuevo remo (RNP) que obtuvo una activación elevada (40-60%MVC) presentando diferencias significativas ($p \leq 0,05$) con el agarre del remo

antiguo en supinación (RAS) y con el agarre neutro y prono cerrado del nuevo remo (RNN, RNPC). También existen diferencias entre el agarre en pronación (RAP) y supinación del antiguo remo (RAS). Sin embargo, no se mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) entre agarres homólogos con y sin sobrecarga.

Tabla 18. %MVC_Trapecio medial del remo

	%MVC_TM	±SD	Diferencias ($p \leq 0,05$)
RAP	33,07	9,74	b
RAS	28,42	9,59	a, d
RNN	35,96	13,05	d
RNP	43,86	15,68	b, c, f
RNS	32,28	12,55	
RNPC	33,60	9,76	d
RNNS	38,94	12,30	
RNPS	46,72	14,05	
RNSS	36,40	14,25	
RNPCS	39,25	12,52	

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; TM: Trapecio porción medial; RAP: Remo antiguo agarre en pronación; RAS: Remo antiguo agarre en supinación; RNN: Remo nuevo agarre neutro; RNP: Remo nuevo agarre en pronación; RNS: Remo nuevo agarre en supinación; RNPC: Remo nuevo en pronación cerrado; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga.

a: diferencias significativas respecto a RAP; b: diferencias significativas respecto a RAS; c: diferencias respecto a RNN; d: diferencias respecto a RNP; e: diferencias respecto a RNS; f: diferencias respecto a RNPC; nivel de significación ($p \leq 0,05$).

Del mismo modo, la EMG normalizada para la porción superior del trapecio (TS), se ve afectada por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria ($p \leq 0,05$; $\eta^2=0,39$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 19. Se observa una moderada activación electromiográfica en todas las modalidades de ambos remos (20-40%MVC), existiendo diferencias significativas ($p \leq 0,05$) entre el agarre en pronación del nuevo remo (RNP) con el resto de agarres del nuevo prototipo (RNN, RNS, RNPC) y sólo con el agarre en

supinación del antiguo remo (RAS). Referente al implemento de una sobrecarga, no se mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) entre agarres homólogos con y sin sobrecarga.

Tabla 19. %MVC_Trapezio superior del remo

	%MVC_TS	±SD	Diferencias ($p \leq 0,05$)
RAP	27,10	11,29	
RAS	21,90	10,31	d
RNN	26,78	9,22	d
RNP	34,61	12,11	B, c, e, f
RNS	20,79	7,57	d
RNPC	25,59	9,70	d
RNNS	31,87	11,18	
RNPS	37,19	12,56	
RNSS	26,48	10,88	
RNPCS	33,19	13,86	

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; TS: Trapecio porción superior; RAP: Remo antiguo agarre en pronación; RAS: Remo antiguo agarre en supinación; RNN: Remo nuevo agarre neutro; RNP: Remo nuevo agarre en pronación; RNS: Remo nuevo agarre en supinación; RNPC: Remo nuevo en pronación cerrado; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga.

b: diferencias significativas respecto a RAS; c: diferencias respecto a RNN; d: diferencias respecto a RNP; e: diferencias respecto a RNS; f: diferencias respecto a RNPC; nivel de significación ($p \leq 0,05$).

Referente a la musculatura del dorsal ancho, la EMG normalizada se ve afectada por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria ($p \leq 0,05$; $\eta^2 = 0,38$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 20. Se observa una moderada activación electromiográfica en todas las modalidades de agarres del remo antiguo y en el agarre neutro del nuevo remo, en contraste con la elevada activación en el resto de agarres del nuevo remo, que superaron el 40% MVC, presentando diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) entre los agarres en pronación y supinación de nuevo remo (RNP, RNS) con el agarre neutro y en pronación cerrado del nuevo remo (RNN, RNPC). En cuanto al incremento de la sobrecarga, solamente se obtuvieron diferencias

estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) entre los agarres homólogos con y sin sobrecarga neutros del nuevo remo RNN y RNNS.

Tabla 20. %MVC_Dorsal ancho del remo

	%MVC_Dorsal	±SD	Diferencias ($p \leq 0,05$)
RAP	36,97	15,11	
RAS	37,30	13,75	
RNN	35,34	15,06	d, e
RNP	50,29	19,59	c, f
RNS	52,46	19,82	c, f
RNPC	40,39	15,92	d, e
RNNS	46,94	21,43	c
RNPS	56,52	22,13	
RNSS	59,59	26,40	
RNPCS	48,28	19,59	

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; RAP: Remo antiguo agarre en pronación; RAS: Remo antiguo agarre en supinación; RNN: Remo nuevo agarre neutro; RNP: Remo nuevo agarre en pronación; RNS: Remo nuevo agarre en supinación; RNPC: Remo nuevo en pronación cerrado; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga.

c: diferencias respecto a RNN; d: diferencias respecto a RNP; e: diferencias respecto a RNS; f: diferencias respecto a RNPC; nivel de significación ($p \leq 0,05$).

Referente a la EMG normalizada para el erector espinal (EE), se ve afectada por el tipo de agarre y modificación de la maquinaria ($p \leq 0,05$; $\eta^2 = 0,40$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 21. Se observa una moderada activación electromiográfica (20-40%MVC) en todas las modalidades de ambos remos, excepto para el agarre neutro del nuevo remo que se reduce a una activación baja ($< 20\%$ MVC), existiendo diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) entre ambos tipos de agarres del remo antiguo (RAP y RAS) y los agarres del remo nuevo neutro, en pronación y cerrado (RNN, RNP, RNPC), pero no con el remo nuevo en supino (RNS). En cuanto al implemento de una sobrecarga, sólo presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0,05$) entre agarres homólogos con y sin sobrecarga que implican una pronación como RNP y RNPS y una pronación cerrado RNPC y RNPCS.

Tabla 21. %MVC_Erector espinal del remo

	%MVC_EE	±SD	Diferencias (p≤0,05)
RAP	30,20	14,02	c, f
RAS	29,61	14,21	c, d, f
RNN	19,25	10,10	a, b
RNP	22,37	12,22	b
RNS	23,03	9,05	
RNPC	20,38	9,92	a, b
RNNS	23,73	9,97	
RNPS	27,45	13,39	d
RNSS	31,18	14,16	
RNPCS	26,32	14,36	f

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; EE: Erector espinal; RAP: Remo antiguo agarre en pronación; RAS: Remo antiguo agarre en supinación; RNN: Remo nuevo agarre neutro; RNP: Remo nuevo agarre en pronación; RNS: Remo nuevo agarre en supinación; RNPC: Remo nuevo en pronación cerrado; +S: modalidad de agarre de la nueva maquinaria con sobrecarga.

a: diferencias significativas respecto a RAP; b: diferencias significativas respecto a RAS; c: diferencias respecto a RNN; d: diferencias respecto a RNP; f: diferencias respecto a RNPC; nivel de significación (p≤0,05).

Concerniente, al grado de implicación de cada grupo muscular a la ejecución del movimiento, se seleccionó la maquina antigua de remo con agarre en pronación (RAP) y la alternativa media y similar en el remo nuevo (RNP).

La ejecución de la alternativa del remo antiguo en pronación (RAP), se ve afectada por el tipo de musculatura implicada (p≤0,05; $\eta^2=0,37$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 22. Se observa una baja activación electromiográfica del bíceps frente al resto de la musculatura, mostrando diferencias estadísticamente significativas (p≤0,05) entre el bíceps con respecto a los demás grupos musculares.

Tabla 22. %MVC_Remo antiguo en pronación (RAP)

	%MVC_RAP	±SD	Diferencias (p≤0,05)
Tríceps braquial	34,92	11,95	d
DM	33,97	16,23	d
DP	35,63	19,3	d
Bíceps braquial	9,88	4,93	a-c, e-h
TM	33,07	9,74	d
TS	27,10	11,29	d
EE	30,20	14,02	d
Dorsal ancho	36,97	15,11	d

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; RAP: Remo antiguo en pronación; DM: Deltoides porción medial; DP: Deltoides porción posterior; TM: Trapecio porción medial; TS: Trapecio porción medial; EE: Erector espinal

a: diferencias respecto a tríceps braquial; **b:** diferencias respecto a DM; **c:** diferencias respecto a DP; **d:** diferencias respecto a bíceps braquial; **e:** diferencias respecto a TM; **f:** diferencias respecto a TS; **g:** diferencias respecto a EE; **h:** diferencias significativas respecto a dorsal ancho; nivel de significación (p≤0,05).

Respecto a la ejecución de la alternativa del remo nuevo en pronación (RNP), se ve afectada por el tipo de musculatura implicada (p≤0,05; $\eta^2=0,59$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 23. Se observa una baja activación electromiográfica tanto del bíceps como de EE, frente al resto de la musculatura que presenta una elevada activación, existiendo diferencias estadísticamente significativas (p≤0,05) entre el bíceps braquial con el resto de grupos musculares, excepto con el erector espinal (EE), y entre la porción superior del trapecio (TS) con aquellos que más activación han registrado como ambas porciones del deltoides (DM, DP) y con aquellos que menos activación han registrado como bíceps braquial y EE.

Tabla 23. %MVC_Remo nuevo en pronación (RNP)

	%MVC_RNP	±SD	Diferencias (p≤0,05)
Tríceps braquial	52,81	24,85	d, g
DM	59,43	16,68	d, f, g
DP	56,64	14,92	d, f, g
Bíceps braquial	12,94	6,31	a-c, e, f, h
TM	43,86	15,68	d, g
TS	34,61	12,11	b, c, d, g
EE	22,37	12,22	a-c, e, f, h
Dorsal ancho	50,29	19,59	d, g

MVC: máxima contracción voluntaria; SD: desviación típica; RNP: Remo nuevo en pronación; DM: Deltoides porción medial; DP: Deltoides porción posterior; TM: Trapecio porción medial; TS: Trapecio porción medial; EE: Erector espinal

a: diferencias respecto a tríceps braquial; **b:** diferencias respecto a DM; **c:** diferencias respecto a DP; **d:** diferencias respecto a bíceps braquial; **e:** diferencias respecto a TM; **f:** diferencias respecto a TS; **g:** diferencias respecto a EE; **h:** diferencias significativas respecto a dorsal ancho; nivel de significación (p≤0,05).

5.3.2 Disposición sagital del raquis

Referente a los resultados angulares en la disposición torácica del raquis, se ven afectados en función de las posiciones que se adoptan (p≤0,05; $\eta^2=0,59$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 24, resaltando una significativa menor cifosis en el remo antiguo en pronación (RAP) en su momento de extensión comparado con el resto de posiciones, y del mismo modo una significativa mayor cifosis en bipedestación y sedestación relajada comparada con las distintas posiciones en los remos, tanto en extensión como flexión.

Tabla 24. Comparación de los valores medios (\pm SD) de la disposición sagital del raquis torácico.

	$^{\circ}$ Dorsal	\pm SD	Diferencias ($p \leq 0,05$)
Bipedestación	45,20	5,95	c,d,e,f
Sedestación	42,15	7,07	c,d,e,f
RAP Extensión	27,38	9,69	a,b,d,e,f
RAP Flexión	34,87	10,06	a,b,c
RNP Extensión	35,58	11,50	a,b,c
RNP Flexión	33,01	11,83	a,b,c

SD: desviación típica; **RAP:** Remo antiguo agarre en pronación; **RNP:** Remo nuevo agarre en pronación; **a:** diferencias respecto a bipedestación; **b:** diferencias respecto a sedestación; **c:** diferencias respecto a RAP Extensión; **d:** diferencias respecto a RAP Flexión; **e:** diferencias respecto a RNP Extensión; **f:** diferencias respecto a RNP Flexión; nivel de significación ($p \leq 0,05$).

Al clasificar los valores angulares de todas las posiciones, en función de los valores de normalidad, se observa un predominio de curvaturas normales, excepto en la posición de sedestación relajada, aunque también se evidenció un aumento de los casos de cifosis leve y moderada tanto en RAP en flexión y RAN en extensión (figura 50).

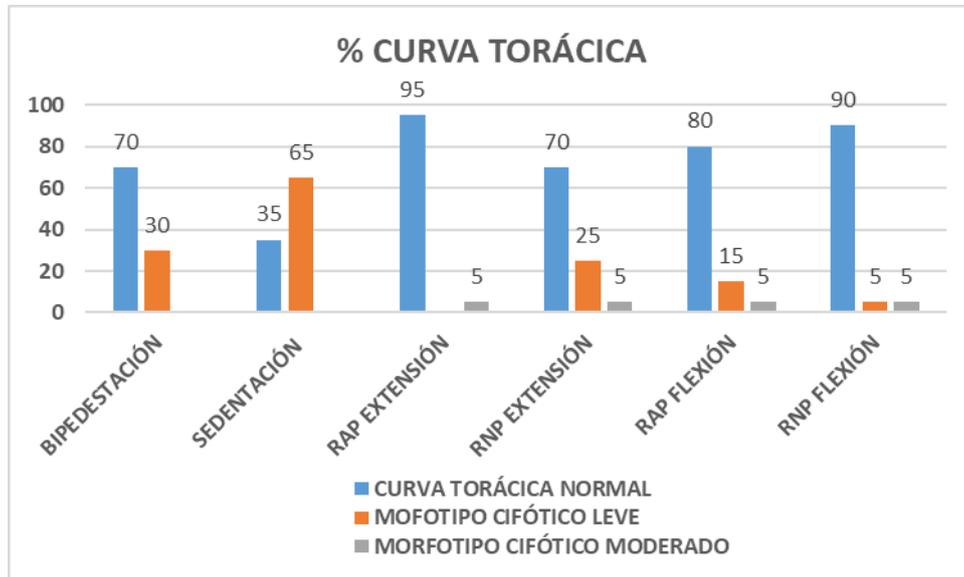


Figura 49. Distribución porcentual del morfotipo raquídeo de la curva torácica.

En cuanto a los valores angulares en la disposición sagital de la curva lumbar, se ven afectados en función de las posiciones que se adoptan ($p \leq 0,05$; $\eta^2 = 0,83$). En cuanto a las comparaciones por pares, los datos completos se muestran en la tabla 25, presentando una significativa menor lordosis en el antiguo remo en pronación (RAP) comparado con el resto de posiciones analizadas, y del mismo modo una significativa mayor lordosis en bipedestación comparada con el resto de posiciones analizadas.

Tabla 25. Comparación de los valores medios (\pm SD) de la disposición sagital del raquis lumbar.

	°Lumbar	\pm SD	Diferencias ($p \leq 0,05$)
Bipedestación	-22,5	6,84	b,c,d,e,f
Sedestación	-1,1	13,58	a,c,d
RAP Extensión	27,6	9,46	a,b,d,e,f
RAP Flexión	17,05	9,92	a,b,c,e,f
RNP Extensión	-0,1	14,14	a,c,d
RNP Flexión	-7,3	12,06	a,c,d

SD: desviación típica; RAP: Remo antiguo agarre en pronación; RNP: Remo nuevo agarre en pronación; **a**: diferencias respecto a bipedestación; **b**: diferencias respecto a sedestación; **c**: diferencias respecto a RAP Extensión; **d**: diferencias respecto a RAP Flexión; **e**: diferencias respecto a RNP Extensión; **f**: diferencias respecto a RNP Flexión; nivel de significación ($p \leq 0,05$).

Al clasificar los valores angulares en todas las posiciones, en función de los valores de normalidad, se observa un predominio de curvaturas cifóticas en todas las posturas excepto en bipedestación, evidenciando una reducción en la cifosis moderada entre RAP y RNP (figura 51).

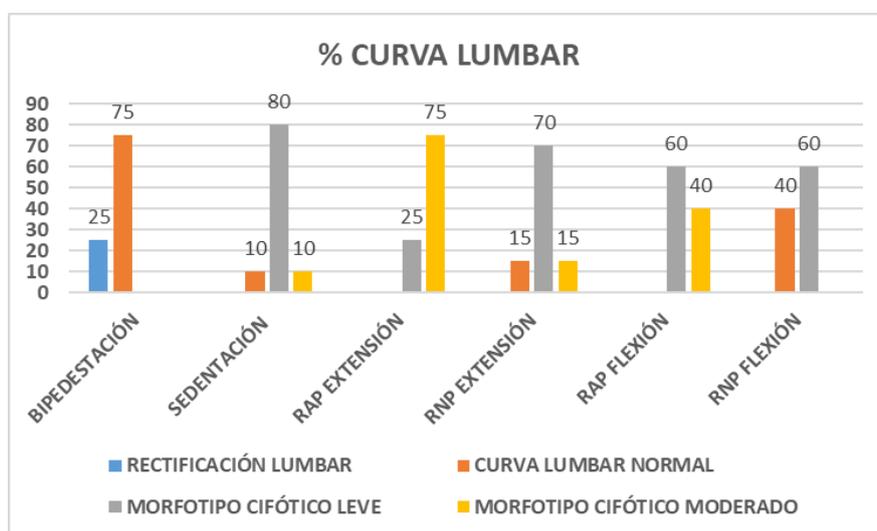


Figura 50. Distribución porcentual del morfotipo raquídeo de la curva lumbar.

VI - DISCUSIÓN

VI - DISCUSIÓN

Este estudio, al igual que en Calatayud et al. (2015, 2016) entre otros, se ha evaluado a voluntarios sanos con experiencia en el entrenamiento de fuerza, pero no competitiva. Otros autores Coratella et al. (2019) optaron sin embargo, por una muestra experimentada con experiencia en la competición, cuyo patrón de movimiento puede estar fijado y estandarizado.

La experiencia en el entrenamiento y el desarrollo neuromuscular que presenten los sujetos es determinante en los registros, ya que aquellos que ostente una experiencia en el levantamiento de sobrecarga presentan mayores niveles de EMGs, que al ser normalizada respecto a su máximo, el %MVC ante una misma carga absoluta como es el caso en los PB, se puede ver reducida, y por lo tanto los efectos del entrenamiento en dichas máquinas.

Del mismo modo, el rango de edad en nuestro estudio fue entre $33,59 \pm 7,15$, mientras que determinados estudios sobre electromiografía estableció rangos de edad menos heterogéneos y con una muestra más joven $21,4 \pm 0,4$ (Lauver et al., 2016).

Este criterio en el rango de edad con respecto a otros estudios, puede ser debido a que uno de nuestros objetivos era acercar la realidad del uso de los PB, y saber la intensidad que suponen para los usuarios habituales y realizar así los cambios necesarios. En cambio, en otros estudios el objetivo fundamental sólo era observar los niveles de EMGs en función de una determinada posición o de determinados ejercicios (Coratella et al., 2019; Lauver et al., 2016; Saeterbakken et al., 2017).

La inclusión de una población tanto joven como adulta en nuestro estudio, puede permitir un registro de la EMGs fiable, además de establecer un conocimiento general de la implicación muscular y la intensidad que supone las máquinas de los PB en aquellos usuarios que frecuentemente los usan, ya que se ha evidenciado que la activación muscular puede ser distinta entre jóvenes y adultos mayores (Dalton et al., 2010).

Por estos motivos y muchos otros factores, se documenta que influyen en la activación muscular (Wahl & Behm, 2008), los resultados de EMGs obtenidos deben ser presentados y analizados de forma cautelosa, ya que se pueden alcanzar niveles similares de activación a partir de muy diversos mecanismos durante una misma acción.

6.1 PRESS DEL HEMISFERIO SUPERIOR

Los resultados referentes a la activación muscular obtenidos en el press del hemisferio superior en la antigua máquina o máquina tradicional existente actualmente en los parques, muestran una moderada activación cuando analizamos la media de todos los grupos musculares y es expresada como %MVC, resultando en una media del 35% MVC.

Los cambios en el diseño de la maquinaria, supusieron una mejora en la activación de todos los agarres disponibles en el nuevo prototipo, situando sólo en una activación moderada el agarre neutro 38% MVC.

Los agarres que implicaban una abducción de hombro, aumentaron la activación general de la musculatura registrada durante la ejecución, ascendiendo los niveles de la EMGs a un 50% MVC en su agarre más inclinado PNAA3.

El incremento de un 15% en la activación muscular tras las modificaciones en el press presente en los PB, puede ser decisivo para obtener adaptaciones neuromusculares eficaces, ya que se ha establecido en investigaciones previas el requisito de sobrepasar una activación mínima del 40% al 60% de la MVC (Andersen et al., 2006). A pesar de este incremento en la EMGs tras las modificaciones, sólo se encontraron diferencias estadísticamente significativas con PAN cuando la abducción superaba los 45°, es decir, con los agarres PNAA2, PNAA3 y PNH.

Los cambios significativos en función de la abducción de hombro, se encuentran en la línea de otros autores, que analizaron los cambios en la EGMS durante la ejecución de ejercicios de empuje del tren superior en distintas inclinaciones y grupos musculares. Se señaló que las modificaciones no se producen en todos los grupos musculares por igual, sino que dependiendo de la modificación unos grupos musculares aumentarían y otros pueden disminuir su nivel de activación (Coratella et al., 2019; Lauver et al., 2016).

Es por ello, que el conocimiento de la dinámica de activación muscular en cada grupo muscular es esencial, ya que como resaltan diferentes autores la relación entre la tensión muscular y la señal electromiográfica puede ser distinta en función del grupo muscular analizado (Alkner et al., 2000; Andersen et al., 2010).

En esta tesis, en referencia a la activación por grupo muscular, los resultados para el PC mostraron una moderada activación de 22% MVC en la maquina antigua PAN, que tras las modificaciones en el nuevo prototipo, se incrementó la activación conforme aumentaba la inclinación llegando a un 31% MVC en PNAA3, pero sin ofrecer diferencias significativas.

De este modo, parece que un aumento de la abducción repercute en una mayor inclinación en el plano de empuje, aumentando la excitación del pectoral clavicular pero no de forma significativa.

Comparando estos resultados con el ejercicio gold estándar de empuje, press banca, varios autores se encuentran en la misma línea, no observando diferencias en la porción clavicular respecto a la ejecución de un press inclinado y horizontal (Barnett et al., 1995) o entre un press inclinado y declinado (Glass & Armstrong, 1997). En la misma línea, Saeterbakken et al. (2017) no observó diferencias en la activación, aunque hay que prestar atención al ángulo de inclinación (25°), el cual es inferior al resto de artículos publicados. Pudiendo marcar un rango mínimo de inclinación para poder influir de manera superflua en la porción clavicular.

En contraste, Trebs et al. (2010) evaluaron los cambios en una inclinación de 44° e incluso de 56° con una sobrecarga del 70%RM, en una población que entrenaba de forma recreativa, reportando incrementos en la EMGs del pectoral clavicular conforme aumentaba el grado de inclinación.

Con una angulación similar de 45° e inferior 30°, pero específicamente sólo durante el 26 al 50% de la contracción, otros autores observaron incrementos en la activación muscular del PC en comparación con un ángulo de empuje de 0° y declinado de -15°, Lauver et al. (2016), resaltando la importancia de analizar la amplitud de la EMGs de cada una de las variaciones en los diferentes tiempos del movimiento.

Similarmente, otra investigación reciente en sujetos que competían en levantamiento de peso, observaron una mayor activación conforme aumenta la

inclinación del banco a 45° en la ejecución de un press banca (Coratella et al., 2019).

En cambio, el aumento de los niveles de EMGs respecto a la maquinaria antigua en el PC, sí fueron significativos para el agarre neutro PNN y para PNH.

Respecto a las diferencias significativas, específicamente en el agarre neutro PNN, observando los resultados del codificador biométrico, este agarre se presenta con unos niveles altos en el ROM, mostrando diferencias estadísticas significativas frente al resto de agarres del nuevo prototipo.

Estos resultados pueden ser debidos al recorte y acercamiento en el nuevo asidero, que proporcionó iniciar el movimiento con una posición de flexión de codo y hombro mayor al resto de agarres, que implicaría un mayor reclutamiento de las fibras del PC en la fase de inicio.

A ello añadir, el cambio de orientación de la mano a un agarre neutro, y la reducción en el ancho de agarre en la modalidad PNN y PNH.

Similares resultados presentan Barnett et al. (1995), quienes observaron un incremento de la activación muscular en los agarres estrechos 100% BAD, en comparación con aquellos más anchos 200%BAD. En cambio, otros autores no observaron diferencias estadísticamente significativas en diferentes anchos de agarre (Lehman, 2005; Saeterbakken et al., 2017).

En cuanto a los resultados en función de la orientación de la mano, Lehman et al. (2005), mostró la influencia en la activación eléctrica, específicamente en PC, señalando el desconocimiento del motivo por el cual la porción clavicular aumenta su actividad cuando el antebrazo tiende a la supinación.

Ahora bien, las diferencias significativas de PNH en el PC con el resto de alternativas, tanto del antiguo como del nuevo press de pecho, puede deberse a su similitud con un press militar, coincidiendo con investigaciones como la de (Bull et al., 2011), que clasifican al PC como agonista e imprescindible en la estabilidad del hombro durante la ejecución de este ejercicio.

Además, el brazo de palanca derivado en el agarre PNH es menor, por lo que la tensión muscular o fuerza que se requiere en el desplazamiento aumenta considerablemente, en sinergia con la activación electromiográfica registrada.

Para la porción esternal del pectoral mayor PE, en la presente tesis se mostró un leve aumento de la activación muscular en el nuevo prototipo, no

reportando diferencias significativas entre máquinas, igual que tampoco se mostró diferencias significativas entre los distintos agarres del nuevo prototipo.

Estos datos van en contra con lo resaltado por diversos autores (Barnett et al., 1995; Coratella et al., 2019; Glass & Armstrong, 1997; Trebs et al., 2010), donde mostraron un detrimento de la activación en la porción esternal conforme aumentaba la inclinación.

Ahora bien, estos resultados dependen de la inclinación, ya que, si esta es negativa, es decir, un ángulo declinado, Barnett et al. (1995) mostró diferencias significativas a favor del pectoral esternal. En cambio, otros autores mostraron similares niveles de activación cuando se comparaba un ángulo declinado con uno horizontal (Coratella et al., 2019; Lauver et al., 2016; Saeterbakken et al., 2017). En esta cuestión Barnett et al. (1995), sólo encontró diferencias significativas por la inclinación en el agarre del 200% BAD, mientras que con un agarre estrecho del 100% BAD no encontró esta significancia.

Debido a ello, debemos tener en consideración los resultados de la investigación de Saeterbakken et al. (2017), que versa en líneas de nuestra investigación, ya que, a pesar de no encontrar diferencias entre un ángulo de ejecución declinado, inclinado u horizontal, presenta los mismos con la media de diferentes anchuras de agarre, pudiendo así ser influenciados. Además, los autores expresaron que la adaptación de la posición corporal para maximizar la fuerza, debido a que se trataba de una muestra comprendida por profesionales que compiten en el levantamiento de peso, podría haber influenciado junto a la inclinación los niveles de activación.

La activación normalizada del DA, presentó unos valores elevados, situándolos entre el 40% y 60% de la MVC, y superando el 60% MVC las alternativas en el nuevo prototipo PNAA3 y PNH. Estadísticamente sólo se encontró diferencias estadísticamente significativas entre PNH del nuevo prototipo con la antigua maquinaria y el resto de agarres de la nueva, excepto el más inclinado PNAA3.

Referente a los elevados niveles de activación del DA en aquellas alternativas con una mayor inclinación, puede ser esperado por la posición anatómica de la articulación del hombro, la posición inclinada puede resultar en una mayor flexión del hombro, que repercute en una abducción para una mayor

comodidad y eficacia al realizar el movimiento, beneficiando una mayor implicación del DA.

En consonancia con la presente tesis, estudios anteriores reportaron no existir diferencias significativas en la EMGs del DA conforme aumenta la inclinación si esta es comparada con una posición neutra u horizontal (Coratella et al., 2019; Saeterbakken et al., 2017).

Si la posición desciende a un ángulo de -15° , se reportó que una posición declinada si produce cambios significativos respecto a una posición horizontal o con mayor inclinación (Coratella et al., 2019; Lauver et al., 2016; Saeterbakken et al., 2017; Trebs et al., 2010). Sin embargo, los estudios de Barnett et al. (1995), Lauver et al. (2016), Trebs et al. (2010) también demostraron mayores niveles de activación, con cambios significativos, cuando se incrementaba la inclinación respecto a una posición horizontal, aunque hay que tener en cuenta, que la experiencia de entrenamiento en la población de estos estudios era inferior.

Específicamente para la posición PNH, los resultados van acorde a investigaciones previas, ya que como hemos comentado, la posición y trayectoria del movimiento es similar a un press militar, este ejercicio involucra principalmente la flexión del brazo, encontrando valores de activación muscular muy altos en la musculatura del deltoides anterior (Bull et al., 2011).

Del mismo modo, ocurre con la parte lateral del deltoides DM, mostrando elevados valores de activación, aunque específicamente estos valores fueron muy altos ($\%MVC > 60\%$) tras el primer grado de abducción y sucesivos incrementos (PNAA1, PNAA2, PNAA3) encontrando diferencias significativas entre aquel que implica una mayor inclinación (PNAA3) con los agarres neutros, tanto de la antigua maquinaria como de la nueva.

Estos resultados, observándolos desde el punto de vista anatómico, se ha documentado que en todas las variantes de press de pecho la porción lateral actúa como estabilizadora durante del movimiento (Schick et al., 2010).

Debido a que la abducción de hombro cerca de los noventa grados va acompañada de una rotación externa, incrementando la inestabilidad del hombro (Speer, 1995), es lógico que la abducción cercana a los 90° durante la alternativa analizada PNAA3 de la nueva maquinaria, los niveles de activación hayan sido significativamente mayores que en agarres neutros que ostentan una mayor estabilidad gleno-humeral.

Estos resultados difieren en cierta medida con los observados por Coratella et al. (2019), cuyos autores no observaron diferencias en la activación muscular del DM entre aquellos agarres que involucran una menor abducción de hombro, específicamente el press declinado, con las alternativas que ostentan una mayor abducción en la ejecución como son un press horizontal e inclinado.

Estas diferencias pueden deberse a los grados de libertad entre la máquina biosaludable analizada en el presente estudio, y la ejecución de un press banca con barra libre en la investigación de Coratella et al. (2019), ya que se ha establecido el potencial estabilizador de la musculatura del deltoides durante ejercicios que involucran mayores grados de libertad e inestabilidad, como un press banca con barra libre, frente a alternativas guiadas (Schick et al., 2010).

Referente a los valores normalizados del tríceps braquial obtenidos en esta tesis, observamos una activación moderada en la máquina de press antigua PAN, incrementando la activación de la musculatura en el nuevo prototipo tanto el agarre neutro PNN, como conforme aumenta la inclinación (PNAA1, PNAA2, PNAA3), obteniendo diferencias significativas principalmente entre la antigua maquinaria con todas las alternativas del nuevo prototipo.

Las modificaciones del asidero tanto en la longitud, como el acercamiento a una posición más pegada al torso del cuerpo, permitieron una mayor flexión del codo en el nuevo prototipo, por lo que la función de extensión del codo del tríceps braquial durante el inicio del movimiento, se vio finalmente beneficiada.

También, se obtuvieron diferencias en el tríceps braquial entre las diferentes alternativas del nuevo prototipo, sobre todo entre aquellos agarres con un grado de abducción reducido PNN y PNAA, y aquellos con una abducción (PNAA2, PNAA3 y PNH).

En este caso, la gran excitabilidad del tríceps ante cambios en comparación con el resto de musculatura, se encuentra acorde con una revisión sistemática reciente sobre la electromiografía de superficie en el press banca, que tras la observación de varios estudios que registraban la EMGs en diferentes grupos musculares durante diversas formas de ejecución y variantes, concluyeron en la primordial respuesta del tríceps a las modificaciones frente al resto de grupos musculares (Stastny et al., 2017).

En la misma línea, Lauver et al. (2016) encontró grandes excitaciones en el tríceps cuando se modificaba la inclinación, aunque en este estudio se observó

aumentos del tríceps tanto en la opción declinada como en la inclinada, frente a una alternativa de press banca ejecutada de modo horizontal.

En contraste con nuestros resultados, otros autores observaron que un aumento de la inclinación se traduce en una disminución de la implicación del tríceps, reportando diferencias específicamente entre el declinado y el inclinado (Coratella et al., 2019; Saeterbakken et al., 2017).

Esta disparidad en los resultados, en gran medida puede ser debida a la utilización de diferentes criterios en selección de la carga a la hora de realizar los registros. Así, fue documentado una pérdida en la producción de fuerza conforme aumenta la inclinación de la ejecución (Trebs et al., 2010).

Específicamente, en el estudio de Saeterbakken et al. (2017) se observó que la pérdida de producción de fuerza en un 6RM durante la opción inclinada, era de un 21,5% comparada con un press banca horizontal.

Esta pérdida de fuerza ha sido atribuida a la trayectoria del movimiento, produciendo una tendencia hacia la verticalidad conforme aumenta la inclinación, superando la posición de las manos la línea del cuello (Saeterbakken et al., 2017; Trebs et al., 2010).

Atendiendo a esta desventaja biomecánica que se comenta en los ejercicios de empuje, se clarifica las diferencias significativas que se muestran en PNH y PNAA3 en comparación con el resto de alternativas, en la mayoría de los grupos musculares registrados.

De este modo, en el presente estudio la realización de los registros en las diferentes alternativas de la maquinaria biosaludable, se produjo ante la misma carga absoluta, siendo el peso del sujeto. Por lo que la desventaja biomecánica en los agarres más inclinados de la maquinaria biosaludable, repercutió en una necesidad de producir una mayor fuerza para levantar la carga, con su aumento en la activación muscular registrada.

En cambio, otros autores adaptaron la carga al RM registrado en cada una de las alternativas analizadas (Coratella et al., 2019; Saeterbakken et al., 2017).

En cuanto a los resultados referentes al grado de implicación de cada grupo muscular, en el movimiento de la máquina de press de pecho biosaludable antigua, observamos que el principal músculo implicado es el deltoides tanto anterior como medial.

Se obtuvieron diferencias significativas en el %MVC de la musculatura del deltoides (DA=47%; DM=51%) respecto al pectoral mayor (PC=23%; PE=19%) y el tríceps (33%). En este caso, al proponer las modificaciones de la maquinaria se produjeron cambios en los patrones de reclutamiento.

Específicamente en el agarre PNAA2, el incremento de la abducción produjo un aumento de la activación del PC al 30% MVC, que presentó diferencias respecto al %MVC del PE. También, provocó un aumento del deltoides y tríceps, resultando en que el aumento de la activación del tríceps braquial no presentara diferencias respecto a las partes del deltoides registradas.

Atendiendo a los resultados obtenidos, se considera que el press de pecho de la antigua maquinaria, como a pesar de las mejoras en el nuevo press, el patrón de reclutamiento difiere del press banca tradicional, ya que se documentó que la principal musculatura involucrada en el movimiento del press banca era el pectoral mayor y tríceps, obteniendo valores electromiográficos mucho más altos que el deltoides (Stastny et al., 2017).

Del mismo modo, en el estudio de Coratella et al. (2019) los valores de activación del pectoral mayor y tríceps braquial son superiores a los obtenidos para el deltoides durante un press banca. Durante la investigación, también se comparó la activación muscular del press banca con un press de pecho guiado en máquina, resaltando mayores niveles de activación en la porción clavicular del pectoral mayor, tríceps braquial y deltoides medial en el press banca. Sin embargo, los niveles de activación del deltoides anterior fueron similares tanto en el press banca como en la máquina guiada de press de pecho.

En la misma línea, otros autores Signorile et al. (2017) también compararon los patrones de reclutamiento muscular, pero en este caso entre un press de pecho guiado y un press de pecho realizado en polea, reportando una alta EMG del pectoral mayor.

Las diferencias de nuestro estudio respecto al estudio de otros autores, en el patrón de reclutamiento y los niveles de activación en el press de pecho guiado, pueden deberse a la trayectoria del movimiento. Pese a que, el movimiento de press debe seguir una trayectoria naturalmente arqueada, para ampliar la ventaja de coordinación muscular y sinergia de la musculatura extensora de codo, pectoral y musculatura deltoidea (Algra, 1982), durante todos los agarres del press de pecho biosaludable, se observa que el eje de giro angular es excesivo y

predominante al empuje horizontal. Es por ello, que la principal musculatura implicada sea aquella que permite en mayor proporción la flexión del brazo, es decir, el deltoides. En cambio, durante los estudios comparativos del press banca con ejercicios de empuje guiados, la trayectoria horizontal de empuje era similar, provocando patrones de activación similares (Coratella et al., 2019; Pimentel et al., 2016; Schick et al., 2010; Signorile et al., 2017).

Relacionado con el implemento de la sobrecarga, los resultados en la media de todos los grupos musculares (%MVC General) mostraron leves incrementos, encontrando diferencias sólo en la excitación tras la sobrecarga de PNAA1S Y PNAA3S, con incrementos del 8% en la MVC. No obstante, estos incrementos fueron distintos en función del grupo muscular.

Observando específicamente por grupo muscular y alternativas homólogas, la sobrecarga a través de un muelle resistido sólo estimuló de modo significativo al PE en los agarres PNAA3 y PNH, con un incremento del 5% MVC.

La incidencia significativa en la porción esternal, puede ser debida a su escasa actividad EMG registrada durante el ejercicio, cuyo pequeño estímulo resulta en una gran proporción comparado con otra musculatura que presente un %MVC elevado, por ejemplo, el deltoides.

Referente a la especificidad en el agarre PNAA3 y PNH, como se ha descrito anteriormente, la desventaja biomecánica presente en estas alternativas más inclinadas de la maquinaria biosaludable, repercute en la variabilidad de la intensidad que supone una misma carga (muelle 30Kg), suponiendo un incremento relativo mayor que en agarres más inclinados.

La escasa activación muscular mostrada tras el implemento de la sobrecarga, presenta un nexo de relación con las características mecánicas derivadas de un muelle, ya que el incremento de la resistencia se produce de forma progresiva durante la elongación del mismo, obteniendo el máximo punto de sobrecarga (30 Kg) en la fase final del movimiento.

Además, la desmultiplicación de la carga que se produce en el engranaje de palancas de la maquinaria biosaludable, supone otro factor clave en la baja estimulación muscular del muelle.

Estos factores del incremento de la carga, resaltan la importancia en la observación, no sólo del valor medio y pico de activación muscular, sino también del tiempo de activación durante el ejercicio.

Sobre ello, estudios como el de Welsch et al. (2005) afirmaron que la ejecución efectiva de un ejercicio debe proporcionar grandes picos de activación durante la mayoría del recorrido, no obteniendo dicho efecto en la presente tesis con la utilización de un sistema de sobrecarga por muelles.

La heterogeneidad en la activación de cada grupo muscular tras la sobrecarga, coincide con los resultados hallados por otros autores (Calatayud et al., 2014). Específicamente en este estudio, los autores hallaron diferentes incrementos en el pectoral, deltoides anterior y tríceps, durante el press de pecho en polea cuando se incrementó la carga del 50% al 70% del RM. Del mismo modo, y coincidiendo con nuestros resultados tampoco observaron incrementos significativos en el pectoral mayor y deltoides anterior, tras el incremento de un 20% RM. En cambio, si obtuvieron incrementos significativos cuando la carga incrementó hasta el 85% RM del ejercicio.

En la presente tesis, esta heterogeneidad puede ser también influenciada por la baja carga relativa que presenta la máquina biosaludable, ya que se ha evidenciado que un enfoque en el uso de los respectivos músculos, puede aumentar la actividad muscular de forma voluntaria en cargas relativas entre el 20 y el 60%, pero no cuando estas suponen el 80% de 1RM (Calatayud et al., 2016).

Aun así, los resultados de las distintas investigaciones junto a los nuestros, corroboran el requerimiento de una sobrecarga diferente y modificable en función del grupo muscular y del ejercicio en que busquemos una estimulación significativa.

Concerniente a los resultados a nivel ergonómico, como hemos mencionado anteriormente, influyen en gran medida en la respuesta y ventajas musculares que podemos obtener durante la realización de los ejercicios.

Concretamente, observamos que tras las modificaciones realizadas en la antigua maquinaria biosaludable, el ROM mejora significativamente en todas las alternativas del nuevo prototipo, incrementando una media de 30° en los principales agarres (PNN, PNAA1, PNAA2, PNAA3) en comparación con PAN.

El efecto del ROM en las respuestas neuromusculares ha sido objeto de estudio en varias investigaciones (Graves et al., 1989; Massey et al., 2005; Pinto et al., 2012).

En la investigación de Graves et al. (1989) sobre el efecto de diferentes entrenamientos en función del ROM en ganancias de fuerza, mostraron que la

fuerza muscular mejora sobre todo en los ángulos que has trabajado, resaltando que no completar el ROM completo puede resultar en una baja producción de fuerza en aquellos ángulos no entrenados.

Acorde a la población de la presente tesis, y a la que van dirigida los parques biosaludables, otro estudio utilizó sujetos femeninos sin experiencia, encontró que las ganancias de fuerza en el ejercicio de press banca, cuando el entrenamiento se realizaba en un ROM amplio y completo, fueron superiores a las del entrenamiento a través de un ROM reducido, e incluso a las de un entrenamiento mixto que trabaje tanto un ROM amplio como reducido (Massey et al., 2005).

Del mismo modo, otro estudio reciente investigó la capacidad de producir fuerza a través de la máxima carga que se podía levantar, durante la ejecución de un ejercicio monoarticular de curl de bíceps en diferentes ROM. En este estudio, se contó con la participación de hombres adultos, los cuales fueron divididos en grupos que trabajaban con un ROM amplio y reducido, encontrando mayores ganancias de fuerza en aquellos que trabajaron en un ROM completo (Pinto et al., 2012).

Ahora bien, durante un movimiento de múltiples articulaciones como es el press de pecho, los diferentes músculos se contraen a través de diferentes longitudes a lo largo de todo el ROM, y no todos están en longitudes óptimas para la producción de fuerza. Por lo tanto, dependiendo del ejercicio y ángulo articular, algunos músculos pueden producir su máxima fuerza, mientras que otros músculos son menos óptimos (Pinto et al., 2012). Incluso, el ROM puede ser variado cuando se realizan ejercicios aparentemente similares (Welsch et al., 2005).

Además, y lo que es más importante, el riesgo de sufrir una lesión y desarrollar estrés articular se reduce probablemente con la ejecución de mayores ROM, además de aumentar el flujo sanguíneo. Por lo que es importante, que los entrenadores de programas de fuerza y los educadores físico deportivos, enfatizen el uso de la ejecución completa del ROM durante los ejercicios de fuerza, y durante la fase inicial en sujetos sin experiencia (Pinto et al., 2012).

En cuanto al grado de abducción, los resultados nos mostraron que el agarre neutro PNN, y aquellos que implican una abducción presentan diferencias significativas.

Sin embargo, si tenemos en cuenta los criterios de seguridad y riesgo de lesión, el agarre PNAA3, presenta unos grados de abducción elevados, por encima de los 75°, aumentando el estrés de la articulación gleno-humeral, y la posibilidad de sufrir una lesión (Green & Comfort, 2007; Haupt, 2001).

Así, considerando la relación de todos los factores analizados durante los diferentes agarres en el nuevo prototipo de press, y relacionándolos con la activación muscular y ROM conseguido, es necesario recomendar la utilización de las posiciones PNN, PNAA1 Y PNAA2, ya que, tras presentar una activación en la mayoría de músculos similar, reducen considerablemente el riesgo de lesión en la articulación del hombro.

6.2 REMO DEL HEMISFERIO SUPERIOR

La activación muscular obtenida en el remo de la máquina antigua biosaludable, tanto con el agarre en pronación (RAP) como con un agarre en supinación (RAS), mostró una moderada activación cuando analizamos la media de todos los grupos musculares y es expresada como %MVC, resultando en un 30% MVC para RAP y 28% MVC para RAS.

Los cambios en el diseño del remo, supusieron similares niveles de activación para el agarre neutro (RNN=30%MVC).

En cambio, para los agarres del nuevo remo en supinación (RNS=35%MVC), y pronación con un agarre cerrado (RNC=36%), se obtuvo mejoras, produciendo un leve incremento de la activación muscular, que únicamente tuvo diferencias significativas con RAS en el remo antiguo.

Curiosamente, sólo se obtuvo tras las modificaciones, unos niveles de EMG altos con el agarre ancho en pronación (RNP= 42%MVC), resultando en diferencias significativas con todas las alternativas del remo antiguo, y con las opciones RNN y RNPC del nuevo remo.

Este incremento del 12%MVC con el agarre ancho, tras las modificaciones en el remo de los PB, puede ser decisivo para obtener adaptaciones neuromusculares eficaces, ya que como hemos resaltado anteriormente para la máquina de press, investigaciones previas establecieron evidencias, indicando que una carga inferior al 40% MVC puede no obtener los beneficios deseados en cuanto a ganancias musculares (Andersen et al., 2006).

Nuestros resultados apoyan las conclusiones del estudio de Lehman et al. (2004), quienes observaron que cualquier variación repercutiría en los patrones de reclutamiento muscular, y de manera distinta en cada musculatura.

Una vez examinados los resultados en la media del %MVC de todos los grupos musculares en cada alternativa, es apropiado centrarse en la respuesta muscular de cada músculo por separado.

Los resultados de la presente tesis para la implicación de la musculatura del tríceps, mostraron una actividad electromiográfica elevada en el agarre abierto del nuevo remo.

En este sentido, Signorile et al. (2002) analizaron la respuesta muscular para la musculatura del tríceps en cuatro variantes de agarre, durante el ejercicio de tracción jalón al pecho con polea. En este estudio, la carga a superar fue de un 10RM en distintas condiciones de agarre, como pronación con un agarre ancho anterior y posterior, agarre en supinación y agarre cerrado neutro. Los resultados del citado estudio, reportaron un aumento significativo de la actividad eléctrica del tríceps, en las condiciones que presentaban un agarre ancho con respecto a las variantes con un agarre supino y cerrado, señalando que dicho aumento podría deberse a que durante una posición más amplia la abducción es mayor, requiriendo una mayor tensión en la fase de extensión del brazo.

Sin embargo, a diferencia del estudio de Signorile et al. (2002), donde no observaron diferencias significativas entre el agarre cerrado, con la orientación de las manos neutra y un agarre supino, los resultados de esta tesis muestran diferencias en la activación del tríceps entre un agarre neutro y uno supino.

Estas diferencias pueden ser debidas en primer lugar, al patrón del movimiento entre el ejercicio de jalón en polea y el remo presente en los PB, ya que en el remo se realiza un movimiento angular, que excepto en el agarre neutro por bloqueo de la articulación de la muñeca, se produce una extensión del codo en la fase final. En segundo lugar, debido a una mayor distancia en el ancho de agarre, entre la posición neutra registrada en el remo y la valorada en dichos estudios.

En cuanto a la elevada estimulación de las fibras laterales y posteriores del deltoides, en aquellas alternativas con un agarre ancho y en pronación, es procedente asumir que las funciones principales en el movimiento de extensión, abducción horizontal y rotación externa del brazo de dicha musculatura, fuera

requerida a un mayor nivel, en comparación con aquellas alternativas que la única implicación del deltoides pudo ser la de extensión del brazo, por ejemplo, el agarre supino y neutro.

Datos similares presentan Snarr et al. (2014), tras investigar la respuesta en la EMGs de la musculatura primaria y secundaria en el ejercicio de remo invertido, realizado tanto en una superficie estable como con un sistema de entrenamiento en suspensión, y con variaciones en la orientación del agarre. Este estudio entre sus hallazgos, fue la disminución en la activación del deltoides posterior cuando se usaba un agarre supino, ya fuera en la condición estable o la realizada de forma suspendida.

En contraste, el estudio de Signorile et al. (2002), presentó una mayor actividad para el deltoides, durante un agarre neutro y cerrado, que involucra una rotación interna y aducción horizontal de la articulación del hombro, atribuyendo dichos resultados a que, durante el ejercicio de jalón en polea, este tipo de agarre provoca una extensión elevada de dicha musculatura, que resulta en una situación de mayor tensión muscular. Aunque en este sentido, las diferentes posiciones de la empuñadura analizadas en este estudio, vuelven a cambiar el grado de rotación externa/interna y abducción/aducción horizontal sobre la articulación gleno-humeral.

La disminución de la actividad en el DP, también puede explicarse por el aumento de la actividad del bíceps braquial durante las variaciones del agarre, enfocando los sujetos más en la flexión de la articulación humero-cubital en vez de una extensión gleno-humeral (Snarr et al., 2014).

En línea a esta reflexión, se observa un incremento en el reclutamiento muscular del bíceps braquial en los agarres supinos, en detrimento de aquellos con una posición en pronación. También, los resultados mostraron un aumento del bíceps con la opción neutra presente en el nuevo prototipo de remo biosaludable (RNN), aunque sólo se mostró diferencias significativas en el agarre en supino (RNS) en comparación con los agarres en pronación del nuevo remo biosaludable (RNP y RNPC).

Resultados equivalentes, encontramos en varios estudios que analizaron este cambio de orientación en el bíceps (Snarr et al., 2014; Youdas et al., 2010). Específicamente en la investigación de Youdas et al. (2010), se comparó la actividad muscular en el convencional ejercicio de dominadas en 3 orientaciones

diferentes de la mano, entre las que se incluyen dominadas realizadas en pronación, supinación, y lo que denominaron dichos autores como el agarre perfecto. Esta última alternativa se realizaba sobre una empuñadura que permite el giro del agarre en unos 360°, por lo que los sujetos comenzaban con un agarre en pronación, y durante el recorrido concéntrico se producía el giro, acabando en la máxima flexión con un agarre supino. Dichos autores, observaron la elevada señal EMG ($96\pm 34\%$ MVC) durante el ejercicio de tracción con un agarre en supino, en comparación con el ejercicio en pronación ($78\pm 32\%$ MVC), pero no entre el agarre en rotación.

Observando desde el punto de vista anatómico el bíceps, y gracias a su inserción distal en la tuberosidad bicipital, actuando de este modo como supinador en el movimiento rotatorio del antebrazo, es entendible el incremento en la activación con un agarre supino, o en aquel que implica cierta rotación.

Añadido a ello, y a pesar que no se registró durante la presente tesis, otros autores señalan la posibilidad de una reducción en el rango de movimiento de la articulación gleno-humeral, que imposibilita el adecuado funcionamiento y activación de grupos musculares abductores o flexores de dicha articulación, que repercute necesariamente en un mayor trabajo del bíceps (Snarr et al., 2014).

En este sentido, los resultados contrarios de las investigaciones de Lehman et al. (2004) y Lusk et al. (2010), en lo que concierne a la activación del bíceps en función de la orientación de la mano y el ancho de agarre, no mostraron diferencias significativas durante un ejercicio de jalón al pecho en polea. Aunque, estos resultados pueden ser fundamentados al no encontrar tampoco diferencias en las fluctuaciones de actividad EMG en otros grupos musculares durante diferentes agarres.

Sin embargo, en consonancia con los máximos niveles del bíceps en el % MVC de la presente tesis mostrados en RNS ($20,11\pm 10,8\%$ MVC), el estudio de Lheman et al. (2004) presenta similares niveles bajos ($19,89\pm 6,8\%$ MVC), en contraste con los altos %MVC superiores al 60% en las investigaciones de Snarr et al. (2014) y Youdas et al. (2010).

Estos bajos niveles de esfuerzo, pueden originar que las fibras tipo II no se recluten, y los resultados en ganancias de fuerza del bíceps braquial, se vean descompensadas a favor de otros grupos musculares (Lheman et al., 2004).

Referente a la musculatura del trapecio y a sus fibras medias (TM), mejoras significativas se mostraron, incrementando la activación a niveles altos (44% MVC) en el remo nuevo con agarre amplio en pronación (RNP).

Igualmente, con las fibras superiores del trapecio (TS), se obtuvo un ascenso en la actividad EMG en RNP, mostrando mayores diferencias significativas respecto a los agarres en supinación, neutro y prono cerrado.

Estas diferencias en el reclutamiento del trapecio mostradas, pueden ser originadas por el proceder de la articulación del hombro a ejecutar el movimiento en un plano sagital, cuando el agarre predispone a la supinación, en lugar de una ejecución que involucre también al plano transversal, es decir, aducción. Cuando esto ocurre, el ejercicio implica una retracción limitada de la escápula, y por consecuencia una disminución en la activación del trapecio (Snarr et al., 2014), ya que el trapecio, principalmente es el responsable de la retracción escapular (Lehman et al., 2004).

Resultados similares a la presente tesis fueron mostrados por Youdas et al. (2010) en la musculatura del trapecio, quienes obtuvieron valores entre el 45-56% MVC para el trapecio. También observaron mayores niveles de activación muscular en la fase concéntrica, durante la ejecución del ejercicio tracción denominado dominadas, cuando este era realizado con un agarre en pronación en vez de supino.

Otros autores Snarr et al. (2014), en su investigación sobre la influencia de la orientación de la mano, tanto en el ejercicio de remo invertido como en remo en suspensión, sólo documentaron diferencias significativas en el remo realizado en suspensión, obteniendo menores niveles de activación EMG en el remo realizado con un agarre supino. En esta línea, el estudio de McGill et al. (2014b) mostró resultados similares, ya que cuando el remo invertido fue realizado con un agarre prono, y este fue comparado con un remo en suspensión neutro, observaron leves incrementos en el agarre prono.

En cambio, otros estudios han reportado resultados distintos a los mencionados, no encontrando diferencias entre el ancho del agarre o entre la orientación (Lehman et al., 2004; Lusk et al., 2010). En el estudio de Lheman et al. (2004), no se encontró diferencias significativas en el ejercicio de jalón al pecho entre el agarre estrecho realizado en supinación, y un agarre ancho en pronación,

por lo que la alteración simultánea tanto del ancho como en la orientación, puede influir en la discordancia con los resultados de esta tesis.

En el caso del estudio de Lusk et al. (2010), también compararon las modificaciones en el ancho del agarre y orientación de la mano, durante el ejercicio de tracción al pecho en un sistema de poleas, aunque en esta investigación registraron la activación muscular del trapecio en ambas condiciones por igual, sin variaciones simultáneas. No obstante, los autores no observaron cambios en la actividad EMG del trapecio.

Ahora bien, puede ser que los estudios analizados anteriormente que no mostraron diferencias tras el cambio en el ancho y orientación, en contra de los resultados para el remo sentado biosaludable, se deban a que el ejercicio de jalón al pecho no sea el correcto para la musculatura del trapecio (Lusk et al., 2010), ya que se ha documentado que el ejercicio de remo sentado muestra mayores niveles de actividad muscular en el trapecio comparado con el jalón en polea (Lheman et al., 2004).

Dentro de esta controversia, resulta importante resaltar que es necesario un equilibrio en el trabajo muscular de la musculatura de la espalda, donde el trabajo del trapecio, específicamente el medial, es imprescindible en personas con síndrome del pinzamiento, frecuentemente personas mayores, siendo la mejor opción para el reclutamiento de esta musculatura, permitir una abducción del hombro (Fennell et al., 2016).

Sobre este último aspecto, el riesgo de lesión es el factor primordial a tener presente en el análisis de los resultados. De este modo, a pesar de no mostrar diferencias significativas la opción en pronación del antiguo remo (RAP) y su homólogo en el nuevo prototipo (RNP) para el trapecio, la posición que implica de prolongación escapular el antiguo remo en la fase inicial, se relaciona con una disminución del espacio subacromial (Solem-Bertoft et al., 1993), lo que acrecienta la opción del nuevo prototipo de remo.

Respecto a los resultados obtenidos en la presente investigación para el dorsal ancho, se observa un aumento en la actividad EMG en el nuevo prototipo, mostrando un elevado nivel de activación (>40%%MVC), excepto en el agarre neutro.

Curiosamente, se encontraron diferencias significativas, específicamente entre los agarres del nuevo remo en pronación y supinación, con el neutro y cerrado, pero no entre el agarre en pronación y supinación.

En este sentido, resultados similares para la musculatura dorsal presentados por Lheman et al. (2004), observaron un ligero aumento al pasar de un agarre en pronación a uno inverso, pero sin diferencias estadísticamente significativas.

Del mismo modo, en el estudio de Youdas et al. (2010) no mostraron diferencias significativas cuando se produjo la variación del agarre, documentando que, a pesar de la menor aducción del brazo, debido a una posición supina, el dorsal ancho produce su pico de activación en la fase final, para terminar la extensión y aducción perfecta del brazo en ambas posiciones de la mano.

Sin embargo, otros autores presentan resultados opuestos a los resaltados anteriormente para el dorsal. Las investigaciones de Signorile et al. (2002), mostraron superiores niveles de EMGs cuando se realizó el ejercicio de tracción con un agarre ancho y en pronación, en comparación con un agarre supino. Aunque de manera similar a los resultados en el remo de esta tesis, dichos autores también observaron que un agarre neutro resultó en una menor actividad muscular en comparación con un agarre ancho y pronado.

Añadido a la disparidad, otras investigaciones Lusk et al. (2010), observaron que el principal factor de efecto en el cambio de reclutamiento del dorsal, era la orientación del agarre, revelando que los agarres en pronación produjeron mayor activación del dorsal que los agarres supinados, independientemente del ancho del agarre. Un estudio más reciente, Snarr et al. (2014) presentaron similares resultados para el remo invertido, obteniendo un detrimento en la actividad EMGs del dorsal conforme fluctuaba a un agarre supino.

En el caso concreto del remo biosaludable, la sinergia en las palancas durante el recorrido provoca un movimiento angular, que probablemente influya en que ambas orientaciones activen el dorsal de modo similar, principalmente en la función rotadora interna del brazo que presenta esta musculatura.

Del mismo modo que con la musculatura del trapecio, a pesar de no mostrar diferencias significativas la actividad EMGs cuando es comparada con el remo antiguo, las modificaciones del nuevo remo, permiten el óptimo trabajo del dorsal en su implicación con la estabilidad de la columna vertebral, a través de su

unión con la fascia tóraco-lumbar. Relacionado con la estabilidad lumbar y de la columna encontramos al erector espinal (McGill et al., 2014a).

Referente a la activación registrada del erector espinal, se observa como tras las modificaciones en el remo y corrección de la posición, la activación muscular mostró valores inferiores en todas las variantes del nuevo remo, en comparación con las posiciones adoptadas en el antiguo remo biosaludable. Concretamente la reducción en la actividad EMG, fue significativa en los agarres neutros (RNN) y proco cerrados (RNPC), y únicamente en prono abierto (RNP) comparado con el agarre supino de la antigua máquina (RAS).

En este sentido, se ha documentado que una reducción en la activación de la musculatura en los ejercicios de tracción, puede reducir el estrés de la columna (Fenwick et al., 2009). A todo ello, añadir que los valores más bajos de activación en el erector espinal se encuentran en la posición neutra del nuevo prototipo, la cual ha sido resaltada como la óptima para una respuesta mecánica de la columna, y por su mayor nivel de tolerancia al estrés (McGill, 2002).

De modo similar, la moderada activación encontrada en el %MVC del erector espinal coincide con la de estudios previos Youdas et al. (2010), quienes reportaron el papel principal del erector espinal en la estabilización de la pelvis, para permitir el movimiento de las extremidades superiores con una base firme.

Por otro lado, en el estudio de Saeterbakken et al. (2015) observaron las diferencias en la activación de la musculatura estabilizadora del core, entre los ejercicios de remo en máquina con apoyo en pecho y otros dos ejercicios que no involucraban un soporte, remo bajo en polea y remo con peso libre. Resultados semejantes se obtuvieron con la presente tesis doctoral, observando aumento en el erector espinal en aquellos ejercicios que no presentaba un apoyo en el torax, y mostrando una reducción del torque en la columna lumbar en la variante con apoyo.

También, varios estudios han observado la carga que supone para la columna vertebral las variaciones en los ejercicios de remo, señalando que una moderada activación presenta la mejor opción en aquellas poblaciones sin experiencia, y en el caso de que se requiera un trabajo mayor de dicha musculatura, la linealidad y posición neutra de la columna debe respetarse ante posibles momentos de fuerza de cizallamiento, realizando la individualidad en el entrenamiento (Fenwick et al., 2009; McGill et al., 2014b).

Referente a mejorar la activación, y el trabajo de todos los grupos musculares en el nuevo remo, el implemento de un muelle resistido de 45Kg, resultó en incrementos significativos para los agarres RNNS, RNPS y RNPCS, en el %MVC general representado como media de todos los grupos musculares.

Similarmente a lo analizado con el press del hemisferio superior biosaludable, la moderada activación muscular mostrada tras el implemento de la sobrecarga, presenta un nexo de relación con las características mecánicas derivadas de un muelle, siendo el incremento progresivo, y alcanzado la carga máxima de 45 Kg en su máxima extensión.

En este caso, por el sistema de palancas, la desmultiplicación es algo inferior, de aquí que se muestre unas mayores diferencias, en comparación con los resultados obtenidos con el press biosaludable.

Aun así, los aumentos en la actividad EMG tras la sobrecarga, a pesar, que en todos los grupos musculares en los diversos agarres se observaron mejoras, las diferencias significativas dependen de la asociación de ambos.

Principalmente se observó diferencias significativas en la posición neutra (tríceps, deltoides posterior y dorsal ancho), en el agarre pronado cerrado (tríceps, bíceps y erector espinal), y únicamente en el erector espinal para el agarre abierto.

Referente a la especificidad en el agarre neutro y cerrado, estos cambios pueden deberse a una baja activación muscular sin sobrecarga añadida, ya que, al aumentar la resistencia, la variabilidad en la EMG de los músculos especificados para dichos agarres, sea debida principalmente a una función estabilizadora.

Además, aunque no se ha evaluado en el presente estudio, es probable que las diferencias significativas mostradas con el muelle, en los agarres cercanos a una pronación (RNN, RNP, RNPC), sean respaldadas por una diferencia en la carga absoluta que se es capaz de movilizar.

En este sentido, se ha documentado que un agarre predominantemente en pronación, proporciona una desventaja biomecánica durante la tracción muscular, que deriva en un descenso en la fuerza, y por lo tanto una menor carga absoluta capaz de movilizar (Lusk et al., 2010).

Sin embargo, apelando al principio de individualidad, debemos tener presente que la tolerancia ante una carga depende del individuo, y que este umbral de resistencia es variable, presentando bajos niveles de tolerancia aquella población sedentaria o que presente algún tipo de patología, por lo que

aparentemente una carga relativa baja en este tipo de población, repercute en un nivel demasiado alto de estrés, y también en una posible lesión (Vera-García et al., 2008), aumentando las posibilidades si el estrés mecánico no se produce manteniendo una curvaturas naturales de la columna vertebral (López-Miñarro, Rodríguez-García, et al., 2010).

Respecto a los resultados en la disposición sagital del raquis, las modificaciones en el remo biosaludable, presenta resultados alentadores para mantener una correcta higiene postural durante la ejecución del ejercicio del remo.

Se evaluó también la disposición sagital de la curvatura torácica y lumbar en bipedestación y sedestación, ya que se ha demostrado que es una variable que influye en cómo se dispone la curva al realizar los ejercicios (López-Miñarro, 2009; López-Miñarro, Rodríguez-García, & Santonja, 2009).

Para la disposición torácica, en la posición de bipedestación se encontró un valor medio de $45,2^{\circ} \pm 5,95^{\circ}$ y de $42,15^{\circ} \pm 7,07^{\circ}$ en una postura de sedestación, no encontrando diferencias significativas en los valores medios de angulación entre estas posiciones.

Al clasificar los valores angulares en ambas posiciones, se observa un predominio de una cifosis normal 70% frente al 30%, que presentó posturas cifóticas leves en bipedestación. Al pasar a una posición en sedestación relajada, la frecuencia de una posición cifótica leve aumentó al 65%, frente al 35% que mantuvo una curva torácica normal.

Resultados similares presentan García-Vélez (2019), quien en una población de deportistas observó un incremento de posiciones cifóticas leves cuando se pasó de bipedestación a sedestación.

Sobre la adopción de posturas cifóticas, López-Miñarro (2009) observó que cuanto mayor era la cifosis torácica en bipedestación, mayores posturas cifóticas se adoptan en la ejecución de ejercicios de fuerza comúnmente utilizados.

En el caso del remo biosaludable, tanto antiguo como nuevo, los valores angulares de la curva torácica se redujeron en ambas fases de flexión y extensión, presentando diferencias significativas respecto a una posición en bipedestación y sedestación. Únicamente, en la posición de máxima extensión del remo antiguo, se observaron valores estadísticamente significativos respecto a las demás posiciones adoptadas en los remos. Esta reducción en la curva cifótica con

tendencia a una posición rectificadora, puede estar influenciada por la altura en el agarre de remo antiguo, la cual se presenta a una altura superior de la línea del cuello, que requiere de una elevación de los brazos forzada, para poder agarrar el asidero. Ahora bien, esta posición acarrea consecuencias a nivel lumbar, como analizamos posteriormente en la disposición sagital del raquis lumbar.

En este sentido, otras investigaciones presentan resultados semejantes (López-Miñarro, Rodríguez-García, & Santonja, 2009), quienes, tras la comparación en la disposición sagital del raquis torácico, entre la ejecución en un remo con apoyo en el tórax y una posición en bipedestación, mostraron que el 80% tenían valores angulares iguales o inferiores, en la ejecución del remo con apoyo.

Sin embargo, estudios previos han encontrado posturas hipercifóticas en la zona torácica en diferentes ejercicios que trabajan musculaturas similares al remo, y que usualmente se usan para el fortalecimiento muscular en los centros deportivos, siendo estos el curl de bíceps con barra en bipedestación, polea tras nuca, press francés en polea y remo horizontal sentado (López-Miñarro, 2009), generando dicha postura hipercifótica un aumento de las cargas raquídeas, y el riesgo de sufrir una lesión (López-Miñarro et al., 2007).

Son muchos los factores que influyen en la adopción de posturas cifóticas, entre los que destaca la concienciación raquídea, la cual, la mayoría de usuarios de estas máquinas de fuerza no presenta (López-Miñarro, 2009), situándose el diseño de máquinas como el remo con apoyo en el tórax una opción beneficiosa y más segura para la prevención de lesiones del raquis (López-Miñarro, Rodríguez-García, & Santonja, 2009).

Respecto a disposición lumbar, en la posición de bipedestación se encontró un valor medio de $-22,5^{\circ} \pm 6,84^{\circ}$, rectificando dichos valores angulares a $-1,1^{\circ} \pm 13,58^{\circ}$ en una postura de sedestación, encontrando diferencias significativas entre ambas posiciones.

Al clasificar los valores angulares en ambas posiciones, se observa un predominio de una lordosis normal 75% frente al 25% que presentó posturas cifóticas leves en bipedestación. Al pasar a una posición en sedestación relajada, la frecuencia de una posición cifótica leve aumentó al 80% frente al 10% que mantuvo una curva torácica normal, y otro 10% que presentó un morfotipo cifótico moderado.

Estos resultados versan en la línea de estudios previos, que establecen un predominio en sedestación de posturas en retroversión pélvica, que reduce la curvatura lordótica natural (Scannell & McGill, 2003).

Otros estudios, en el análisis de la disposición del raquis lumbar en la posición de sedestación relajada, mostraron resultados similares. En el estudio de López-Miñarro, Muyor, et al. (2010) en una población de kayakistas de competición, observaron que al sentarse de modo relajado el raquis lumbar disponía a posiciones cifóticas. Igualmente, en la investigación de Muyor et al. (2012) en una población de ciclistas, observaron una predisposición a adoptar posturas de flexión lumbar en sedestación.

A pesar de presentar una tendencia a la flexión lumbar en sedestación, la disposición del raquis lumbar empeoró significativamente durante ambas posiciones del remo antiguo, de inicio y final, llegando en la mayoría de los casos a posiciones de inversión lumbar. Al clasificar los valores angulares, observamos un predominio cifótico moderado del 75% en la fase de extensión y de mayor tensión muscular, que se sitúa en leve 70% en la fase final de flexión, pero ningún porcentaje dentro de la normalidad.

Al realizar las modificaciones, la posición lumbar mejoró significativamente respecto a las posiciones adoptadas en el antiguo remo. Al clasificar los valores angulares, observamos un descenso de las posturas cifóticas moderadas (15%), y un aumento de la frecuencia dentro de un rango de normalidad (15%) en la posición de extensión. Los beneficios de los ajustes en el remo, incrementaron en la fase de flexión situando un 40% dentro de la normalidad, aunque tenemos que tener presente que un gran porcentaje se encuentra adoptando posiciones cifóticas leves.

Sobre los resultados en la posición del antiguo remo, tendríamos que tener presente que la adopción de posturas hiperflexionadas parecidas al remo de competición, incide en padecer enfermedades degenerativas de la columna vertebral (Barile et al., 2007).

Estudios previos han encontrado la aparición de inversiones de la curvatura lumbar durante la realización de ejercicios, como el de polea al pecho (López-Miñarro, Rodríguez-García, Santonja, et al., 2009), aunque también hiperlordosis en la zona lumbar en el ejercicio de extensión de codo con mancuerna (López-Miñarro, Rodríguez-García, et al., 2010).

Similares resultados se han reportado en deportes que implican una flexión lumbar, en la investigación de López-Miñarro, Muyor, et al. (2010) encontraron una adaptación de curvaturas lumbares invertidas durante la realización del ejercicio, igualmente (Muyor et al., 2012) observaron posturas invertidas durante la posición flexionada en ciclismo.

En cuanto, a las posturas cifóticas leves que aún se presenta en el nuevo remo, en el estudio de López-Miñarro, Rodríguez-García, & Santonja (2009), reportan que una leve inclinación en la base del asiento, podría favorecer una anteversión de la pelvis, y así adoptar posturas más alineadas, que se ha evidenciado que aumenta la tolerancia ante la movilización de cargas (McGill, 2002), aspecto que se tendrá en cuenta para el diseño definitivo de la nueva máquina.

A pesar de ello, el nuevo remo en sedestación con el apoyo en el tórax, y la modificación del apoyo de los pies, se presenta como un ejercicio que permite un entrenamiento saludable, al mantener las curvas fisiológicas del raquis y evitar la inversión lumbar, y a la vez efectivo porque permite la activación muscular de la principal musculatura de la espalda.

A su vez, la nueva máquina de remo, permite el incremento de las cargas de entrenamiento mediante muelles de resistencia.

VII - CONCLUSIONES

VII CONCLUSIONES

Siguiendo con las hipótesis presentadas, se redactan las siguientes conclusiones:

Press del Hemisferio Superior

Atendiendo a la H1: “La maquinaria biosaludable de press del hemisferio superior disponible actualmente en los parques biosaludables, presentará una reducida activación electromiográfica de la musculatura principal implicada en la ejecución del movimiento”, **se acepta**, ya que la activación muscular de la antigua maquinaria biosaludable de press del hemisferio superior, presenta una moderada activación muscular general.

Atendiendo a la H2: “El nuevo prototipo de maquinaria biosaludable de press del hemisferio superior, presentará una mayor activación electromiográfica de la musculatura principal implicada en la ejecución del movimiento en comparación con la actual”, **se acepta**, ya que el nuevo prototipo de maquinaria biosaludable de press del superior aumenta la activación muscular en todos los agarres, incrementando el esfuerzo en aquellos con mayor abducción.

Atendiendo a la H3: “Una mayor abducción de la articulación del hombro, incrementará la activación electromiográfica del pectoral mayor en la nueva maquinaria biosaludable de press del hemisferio superior”, **se rechaza**, ya que una mayor abducción de la articulación del hombro, no incrementa la activación electromiográfica de forma significativa.

Atendiendo a la H4: “Los cambios biomecánicos en los asideros y del eje de giro de la maquinaria biosaludable de press del hemisferio superior, incrementará el rango de movimiento”, **se acepta**, ya que los cambios biomecánicos en los asideros y eje de giro de la maquinaria de press del hemisferio superior, incrementa el rango de movimiento.

Atendiendo a la H5: “La integración de un sistema de sobrecarga a través de un muelle resistido de 30 Kg, incrementará la activación electromiográfica de la principal musculatura implicada en la ejecución del movimiento”, **se rechaza**, ya que la integración de un sistema de sobrecarga a través de un muelle resistido

de 30 Kg, supone un incremento limitado de la intensidad que no proporciona un incremento de la activación electromiográfica general en todos los agarres, y musculatura implicada en la ejecución del movimiento del press del hemisferio superior.

Remo del hemisferio Superior

Atendiendo a la H1: “La maquinaria de remo disponible actualmente en los parques biosaludables, presentará una moderada activación electromiográfica de la principal musculatura implicada en la ejecución del movimiento”, **se acepta**, ya que la maquinaria de remo disponible actualmente en los parques biosaludables, presenta una moderada activación electromiográfica de la musculatura principal implicada en la ejecución del movimiento.

Atendiendo a la H2: “El nuevo prototipo de remo biosaludable, presentará una mayor activación electromiográfica de la principal musculatura implicada en la ejecución del movimiento en comparación con la actual”, **se acepta**, ya que el nuevo prototipo de remo biosaludable, presenta una mayor activación electromiográfica de la musculatura principal implicada en la ejecución del movimiento en comparación con la actual, situándose la alternativa de agarre en pronación ancho del nuevo remo, como aquella que produce una activación muscular alta en la mayoría de grupos musculares.

Atendiendo a la H3: “La integración de un sistema de sobrecarga a través de un muelle resistido de 45 Kg, incrementará la activación electromiográfica de la principal musculatura implicada en la ejecución del movimiento”, **se acepta**, ya que la integración de un sistema de sobrecarga a través de un muelle resistido de 45 Kg, supone un incremento de la activación electromiográfica general de la principal musculatura implicada en la ejecución del movimiento, excepto en un agarre supino que requiere de una mayor intensidad.

Atendiendo a la H4: “La maquinaria de remo disponible actualmente en los parques biosaludables proporcionará la adopción de una disposición sagital del raquis perjudicial durante la ejecución”, **se acepta**, ya que la maquinaria de remo disponible actualmente en los parques biosaludables, proporciona la adopción de una disposición sagital del raquis lumbar en inversión, perjudicial para la salud.

Atendiendo a la H5: “Los cambios biomecánicos en el nuevo prototipo de remo permitirán una disposición sagital del raquis saludable durante la ejecución”, **se acepta**, ya que los cambios biomecánicos en el nuevo prototipo de

remo biosaludable, permiten la adopción de una mejor disposición sagital saludable del raquis.

VIII – LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

VIII –LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

8.1 LIMITACIONES

La principal limitación fue el tamaño de la muestra de estudio de la presente tesis doctoral, ya que no es representativa de la población adulta mayor de la Región de Murcia, por lo que se requeriría estudios que involucraran una muestra mayor.

Del mismo modo, el presente estudio se ha realizado con una población de adultos pero con una edad inferior a los 65 años, por lo que el reclutamiento muscular en la población mayor de 65 años, primordial en el uso de los parques biosaludables, puede diferir de las mostradas. El equipo de investigadores, tomó esta decisión, ya que las personas mayores son una población menos habituada a la práctica deportiva, sin dominio de la técnica de los ejercicios de musculación y por la necesidad que requería la presente investigación de realizar pruebas como la electromiografía que requieren que la persona esté con poca ropa.

Aunque se calculó la carga absoluta que suponía el peso en la maquinaria biosaludable, hubiese sido más interesante conocer la carga relativa en cada una de las posiciones del parque biosaludable, y el % del RM que suponía cada variante.

También, la baja carga relativa que se percibe en los parques biosaludables ya que depende del peso corporal del sujeto puede provocar que el patrón de reclutamiento sea provocado de forma consciente, y no por la posición y ejecución en la máquina.

A pesar del control de determinados parámetros antropométricos, se requeriría de un mayor número de variables antropométricas, que repercutieran y relacionaran la activación en función de las características individuales en cada una de las máquinas de los parques biosaludables.

Finalmente, el nivel de entrenamiento y perfección en la ejecución del movimiento en la muestra puede ser limitado, ya que los sujetos analizados disponían de experiencia previa en el entrenamiento de fuerza, pero su nivel de

condición y resistencia muscular no fue valorado, por lo que la fatiga durante alguna variante pudo alterar los resultados.

8.2 FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

En línea con la intensidad que supone el entrenamiento en los parques biosaludables, sería conveniente realizar nuevas investigaciones que incluyan a una población con un rango de edad mayor, que involucren tanto a adolescentes como mayores de 65 años, ya que la condición física y características antropométricas serán diferentes y el esfuerzo de la maquinaria también, por lo que se requerirá de más opciones de ajuste en las máquinas para que el diseño de las nuevas máquinas permita la adaptabilidad de cualquier usuario independiente de su edad y condición física.

Del mismo modo, sería interesante conocer los efectos de diferentes tipos de sobrecarga aplicados en las diferentes máquinas que componen los parques biosaludables, y conocer el límite y rango adecuado de carga para provocar incrementos significativos en la activación muscular. La experiencia obtenida en la presente investigación nos ha abierto una nueva línea de investigación para el diseño de nuevas máquinas más seguras gracias a los ajustes estructurales y más efectivas ya que tras las pruebas realizadas con muelles, se ha decidido diseñar otro nuevo prototipo con un sistema de torre con sobrecargas.

Referente a los efectos sobre la condición física, sería necesario nuevas investigaciones que comprueben los efectos de entrenar en los parques biosaludables en distintas poblaciones, y el efecto en función de los protocolos de entrenamiento de corta o larga duración.

Finalmente destacar que fruto a los estudios realizados en la presente tesis doctoral, ha permitido a nuestro grupo de investigación, la consecución de un nuevo proyecto de investigación de la convocatoria Retos Colaboración del Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades para continuar con una nueva línea de investigación titulada "Maquinaria Biosaludable inteligente: Diseño y fabricación de nueva maquinaria de fitness outdoor ergonómica, eficiente, saludable y con aplicación para dispositivos móviles (App) de valoración y control del entrenamiento (código RTC-2017-6145-1).

IX - REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

IX – REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aldwin, C. M., Igarashi, H., Gilmer, D. F., & Levenson, M. R. (2017). *Health, illness, and optimal aging: Biological and psychosocial perspectives*. Springer Publishing Company.
- Alexandris, K., Barkoukis, V., Tsoarbatzoudis, H., & Grouios, G. (2003). A study of perceived constraints on a community-based physical activity program for the elderly in Greece. *Journal of Aging and Physical Activity*, 11(3), 305–318. <https://doi.org/10.1123/japa.11.3.305>
- Alfaro-Acha, A., Al Snih, S., Raji, M. A., Kuo, Y. F., Markides, K. S., & Ottenbacher, K. J. (2006). Handgrip strength and cognitive decline in older Mexican Americans. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 61(8), 859–865. <https://doi.org/10.1093/gerona/61.8.859>
- Algra, B. (1982). An in-depth analysis of the bench press. *Strength & Conditioning Journal*, 4(5), 6–13. [https://doi.org/10.1519/0199-610X\(1982\)004<0006:AIDAOT>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1519/0199-610X(1982)004<0006:AIDAOT>2.3.CO;2)
- Alkner, B. A., Tesch, P. A., & Berg, H. E. (2000). Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(2), 459. <https://doi.org/10.1097/00005768-200002000-00030>
- Andersen, L. L., Andersen, C. H., Mortensen, O. S., Poulsen, O. M., Bjørnlund, I. B. T., & Zebis, M. K. (2010). Muscle Activation and Perceived Loading During Rehabilitation Exercises: Comparison of Dumbbells and Elastic Resistance. *Physical Therapy*, 90(4), 538–549. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090167>
- Andersen, L. L., Magnusson, S. P., Nielsen, M., Haleem, J., Poulsen, K., & Aagaard, P. (2006). Neuromuscular activation in conventional therapeutic exercises and heavy resistance exercises: implications for rehabilitation. *Physical Therapy*, 86(5), 683–697.
- Barile, A., Limbucci, N., Splendiani, A., Gallucci, M., & Masciocchi, C. (2007). Spinal injury in sport. *European Journal of Radiology*, 62(1), 68–78. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2007.01.017>

- Barnett, C., Kippers, V., & Turner, P. (1995). Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 9(4), 222–227. <https://doi.org/10.1519/00124278-199511000-00003>
- Barr, A. E., & Barbe, M. F. (2002). Pathophysiological tissue changes associated with repetitive movement: A review of the evidence. *Physical Therapy*, 82(2), 173–187. <https://doi.org/10.1093/ptj/82.2.173>
- Baumgartner, R. N., Koehler, K. M., Gallagher, D., Romero, L., Heymsfield, S. B., Ross, R. R., Garry, P. J., & Lindeman, R. D. (1998). Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico. *American Journal of Epidemiology*, 147(8), 755–763. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.aje.a009520>
- Beach, T. A. C., Howarth, S. J., & Callaghan, J. P. (2008). Muscular contribution to low-back loading and stiffness during standard and suspended push-ups. *Human Movement Science*, 27(3), 457–472. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2007.12.002>
- Berthonnaud, E., Dimnet, J., Roussouly, P., & Labelle, H. (2005). Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, 18(1), 40–47. <https://doi.org/10.1097/01.bsd.0000117542.88865.77>
- Booth, F. W., Roberts, C. K., & Laye, M. J. (2012). Lack of exercise is a major cause of chronic diseases. *Comprehensive Physiology*, 2(2), 1143–1211. <https://doi.org/10.1002/cphy.c110025>
- Brennecke, A., Guimarães, T. M., Leone, R., Cadarci, M., Mochizuki, L., Simão, R., Amadio, A. C., & Serrão, J. C. (2009). Neuromuscular activity during bench press exercise performed with and without the preexhaustion method. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(7), 1933–1940. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b73b8f>
- Bull, M. L., Ferreira, M. I., & Vitti, M. (2011). Electromyographic validation of the deltoid (anterior portion) and pectoralis major (clavicular portion) in military press exercises with open and middle grips. *Journal of Morphological Sciences*, 28(4), 240–245.
- Buman, M. P., Hekler, E. B., Haskell, W. L., Pruitt, L., Conway, T. L., Cain, K. L., Sallis, J. F., Saelens, B. E., Frank, L. D., & King, A. C. (2010). Objective light-

- intensity physical activity associations with rated health in older adults. *American Journal of Epidemiology*, 172(10), 1155–1165. <https://doi.org/10.1093/aje/kwq249>
- Burton, E., Farrier, K., Lewin, G., Pettigrew, S., Hill, A. M., Airey, P., Bainbridge, L., & Hill, K. D. (2017). Motivators and barriers for older people participating in resistance training: A systematic review. *Journal of Aging and Physical Activity*, 25(2), 311–324. <https://doi.org/10.1123/japa.2015-0289>
- Butcher, J. D., Siekanowicz, A., & Pettrone, F. (1996). Pectoralis major rupture: Ensuring accurate diagnosis and effective rehabilitation. *Physician and Sportsmedicine*, 24(3), 37–44. <https://doi.org/10.3810/psm.1996.03.1269>
- Cadore, E. L., & Izquierdo, M. (2013). New strategies for the concurrent strength-, power-, and endurance-training prescription in elderly individuals. *Journal of the American Medical Directors Association*, 14(8), 623–624. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2013.04.008>
- Calatayud, J., Borreani, S., Colado, J. C., Martin, F., & Rogers, M. E. (2014). Muscle activity levels in upper-body push exercises with different loads and stability conditions. *The Physician and Sportsmedicine*, 42(4), 106–119. <https://doi.org/10.3810/psm.2014.11.2097>
- Calatayud, J., Borreani, S., Colado, J. C., Martin, F., Tella, V., & Andersen, L. L. (2015). Bench press and push-up at comparable levels of muscle activity results in similar strength gains. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(1), 246–253. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000589>
- Calatayud, J., Vinstrup, J., Jakobsen, M. D., Sundstrup, E., Brandt, M., Jay, K., Colado, J. C., & Andersen, L. L. (2016). Importance of mind-muscle connection during progressive resistance training. *European Journal of Applied Physiology*, 116(3), 527–533. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3305-7>
- Campos, Y. D. A. C., & Da Silva, S. F. (2014). Comparison of electromyographic activity during the bench press and barbell pullover exercises. *Motriz. Revista de Educacao Fisica*, 20(2), 200–205. <https://doi.org/10.1590/S1980-65742014000200010>
- Casas Herrero, Á., Cadore, E. L., Martínez Vellilla, N., & Izquierdo Redin, M. (2015). El ejercicio físico en el anciano frágil: Una actualización. *Revista Espanola de Geriatria y Gerontologia*, 50(2), 74–81. <https://doi.org/10.1016/j.regg.2014.07.003>

- Castillo, F., Valverde, T., Morales, A., Pérez-Guerra, A., de León, F., & García-Manso, J. M. (2012). Maximum power, optimal load and optimal power spectrum for power training in upper-body (bench press): a review. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, 5(1), 18–27. [https://doi.org/10.1016/s1888-7546\(12\)70005-9](https://doi.org/10.1016/s1888-7546(12)70005-9)
- Castillo Garzón, M. J., Ortega Porcel, F. B., & Ruiz Ruiz, J. (2005). Mejora de la forma física como terapia antienvjecimiento. *Medicina Clinica*, 124(4), 146–155. <https://doi.org/10.1157/13071011>
- Chow, H. W. (2012). Need assessment and health evaluation of seniors use of local parks. In *National Science Council*.
- Chow, H. W. (2013). Outdoor fitness equipment in parks: A qualitative study from older adults' perceptions. *BMC Public Health*, 13(1), 1216. <https://doi.org/10.1186/1471-2458-13-1216>
- Chow, H. W., Mowen, A. J., & Wu, G. L. (2017). Who is using outdoor fitness equipment and how? The case of Xihu Park. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 14(4), 448. <https://doi.org/10.3390/ijerph14040448>
- Chow, H. W., & Wu, D. R. (2019). Outdoor fitness equipment usage behaviors in natural settings. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(3), 391. <https://doi.org/10.3390/ijerph16030391>
- Chow, H. wen, & Ho, C. H. (2018). Does the use of outdoor fitness equipment by older adults qualify as moderate to vigorous physical activity? *PLoS ONE*, 13(4), e0196507. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0196507>
- Clemons, J. M., & Aaron, C. (1997). Effect of grip width on the myoelectric activity of the prime movers in the bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 11(2), 82–87. <https://doi.org/10.1519/00124278-199705000-00005>
- Cohen, D. A., Marsh, T., Williamson, S., Golinelli, D., & McKenzie, T. L. (2012). Impact and cost-effectiveness of family Fitness Zones: A natural experiment in urban public parks. *Health and Place*, 18(1), 39–45. <https://doi.org/10.1016/j.healthplace.2011.09.008>
- Colado, J. C. (1996). *Fitness en las salas de musculación*. Inde.
- Coratella, G., Tornatore, G., Longo, S., Esposito, F., & Cè, E. (2019). Specific prime movers' excitation during free-weight bench press variations and chest press machine in competitive bodybuilders. *European Journal of Sport Science*, 1–9.

- <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1655101>
- Cranney, L., Phongsavan, P., Kariuki, M., Stride, V., Scott, A., Hua, M., & Bauman, A. (2016). Impact of an outdoor gym on park users' physical activity: A natural experiment. *Health and Place, 37*, 26–34. <https://doi.org/10.1016/j.healthplace.2015.11.002>
- Cronin, J., Jones, J. V., & Hagstrom, J. T. (2007). Kinematics and kinetics of the seated row and implications for conditioning. *Journal of Strength and Conditioning Research, 21*(4), 1265. <https://doi.org/10.1519/R-21246.1>
- Cronin, J., & Sleivert, G. (2005). Challenges in understanding the influence of maximal power training on improving athletic performance. *Sports Medicine, 35*(3), 213–234. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535030-00003>
- Cruz-Jentoft, A. J., Baeyens, J. P., Bauer, J. M., Boirie, Y., Cederholm, T., Landi, F., Martin, F. C., Michel, J.-P., Rolland, Y., Schneider, S. M., Topinkova, E., Vandewoude, M., & Zamboni, M. (2010). Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age and Ageing, 39*(5), 411–423. <https://doi.org/10.1093/ageing/afq034>
- Dalton, B. H., Jakobi, J. M., Allman, B. L., & Rice, C. L. (2010). Differential age-related changes in motor unit properties between elbow flexors and extensors. *Acta Physiologica, 200*(1), 45–55. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2010.02100.x>
- Davidson, L. E., Hudson, R., Kilpatrick, K., Kuk, J. L., McMillan, K., Janiszewski, P. M., Lee, S., Lam, M., & Ross, R. (2009). Effects of exercise modality on insulin resistance and functional limitation in older adults: A randomized controlled trial. *Archives of Internal Medicine, 169*(2), 122–131. <https://doi.org/10.1001/archinternmed.2008.558>
- Delavier, F. (1995). *Guía de los movimientos de musculación*. Paidotribo. <https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=ipaznC1-1XEC&oi=fnd&pg=PA12&dq=Guía+de+los+movimientos+de+musculación&ots=UPIManB1QC&sig=4msPyrK-LsxYrrzcgeEG7FcsFeU>
- Delmonico, M. J., Harris, T. B., Visser, M., Park, S. W., Conroy, M. B., Velasquez-Mieyer, P., Boudreau, R., Manini, T. M., Nevitt, M., Newman, A. B., & Goodpaster, B. H. (2009). Longitudinal study of muscle strength, quality, and adipose tissue infiltration. *American Journal of Clinical Nutrition, 90*(6), 1579–

1585. <https://doi.org/10.3945/ajcn.2009.28047>
- Díaz Cano, E., Tardivo, G., Fernández Fernández, M., & Martínez Paricio, J. (2020). Análisis descriptivo de factores incidentes en la elevada esperanza de vida italiana y española. Secretos públicos del estilo de vida mediterráneo. *Research on Ageing and Social Policy*, 8(1), 25–56. <https://doi.org/10.17583/rasp.2020.4736>
- Dolan, P., & Adams, M. A. (1998). Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 31(8), 713–721. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00086-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00086-4)
- Dunnick, D. D., Brown, L. E., Coburn, J. W., Lynn, S. K., & Barillas, S. R. (2015). Bench Press Upper-Body Muscle Activation Between Stable and Unstable Loads. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(12), 3279–3283. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001198>
- Dutta, C. (1997). Significance of sarcopenia in the elderly. *The Journal of Nutrition*, 127(5), 992S–993S. <https://doi.org/10.1093/jn/127.5.992S>
- Eime, R. M., Harvey, J., Charity, M. J., Casey, M., Westerbeek, H., & Payne, W. R. (2017). The relationship of sport participation to provision of sports facilities and socioeconomic status: a geographical analysis. *Australian and New Zealand Journal of Public Health*, 41(3), 248–255. <https://doi.org/10.1111/1753-6405.12647>
- Esola, M. A., McClure, P. W., Fitzgerald, G. K., & Siegler, S. (1996). Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine*, 21(1), 71–78. <https://doi.org/10.1097/00007632-199601010-00017>
- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2014). The extraction of neural strategies from the surface EMG: An update. *Journal of Applied Physiology*, 117(11), 1215–1230. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00162.2014>
- Fees, M., Decker, T., Snyder-Mackler, L., & Axe, M. J. (1998). Upper extremity weight-training modifications for the injured athlete: A clinical perspective. *American Journal of Sports Medicine*, 26(5), 732–742. <https://doi.org/10.1177/03635465980260052301>
- Fennell, J., Phadke, C. P., Mochizuki, G., Ismail, F., & Boulias, C. (2016). Shoulder retractor strengthening exercise to minimize rhomboid muscle activity and subacromial impingement. *Physiotherapy Canada*, 68(1), 24–28.

- <https://doi.org/10.3138/ptc.2014-83>
- Fenwick, C. M. J., Brown, S. H. M., & McGill, S. M. (2009). Comparison of different rowing exercises: Trunk muscle activation and lumbar Spine motion, load, and stiffness. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(5), 1408–1417. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b07334>
- Ferrucci, L., Gonzalez-Freire, M., Fabbri, E., Simonsick, E., Tanaka, T., Moore, Z., Salimi, S., Sierra, F., & de Cabo, R. (2020). Measuring biological aging in humans: A quest. *Aging Cell*, 19(2), e13080. <https://doi.org/10.1111/accel.13080>
- Fiatarone, M. A., O'Neill, E. F., Ryan, N. D., Clements, K. M., Solares, G. R., Nelson, M. E., Roberts, S. B., Kehayias, J. J., Lipsitz, L. A., & Evans, W. J. (1994). Exercise training and nutritional supplementation for physical frailty in very elderly people. *New England Journal of Medicine*, 330(25), 1769–1775. <https://doi.org/10.1056/NEJM199406233302501>
- Fong, K. C., Hart, J. E., & James, P. (2018). A Review of Epidemiologic Studies on Greenness and Health: Updated Literature Through 2017. *Current Environmental Health Reports*, 5(1), 77–87. <https://doi.org/10.1007/s40572-018-0179-y>
- 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. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(8), 2019–2052. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003230>
- García-Vélez, A. J. (2019). Descripción del morfotipo raquídeo en diferentes posiciones en tenistas jóvenes. *Retos: Nuevas Tendencias En Educación Física, Deporte y Recreación*, 36, 174–184.
- Gilbert, N. (2016). A natural high. *Nature*, 531, S56–S57. <https://www.nature.com/articles/531S56a>
- Glass, S. C., & Armstrong, T. (1997). Electromyographical activity of the pectoralis muscle during incline and decline bench presses. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 11(3), 163–167. <https://doi.org/10.1519/00124278-199708000-00006>
- Gomo, O., & Van Den Tillaar, R. (2016). The effects of grip width on sticking region in bench press. *Journal of Sports Sciences*, 34(3), 232–238. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1046395>

- Goodman, C. A., Pearce, A. J., Nicholes, C. J., Gatt, B. M., & Fairweather, I. H. (2008). No difference in 1RM strength and muscle activation during the barbell chest press on a stable and unstable surface. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(1), 88–94. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31815ef6b3>
- Goodpaster, B. H., Chomentowski, P., Ward, B. K., Rossi, A., Glynn, N. W., Delmonico, M. J., Kritchevsky, S. B., Pahor, M., & Newman, A. B. (2008). Effects of physical activity on strength and skeletal muscle fat infiltration in older adults: A randomized controlled trial. *Journal of Applied Physiology*, 105(5), 1498–1503. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.90425.2008>
- Graves, J. E., Pollock, M. L., Jones, A. E., Colvin, A. B., & Leggett, S. H. (1989). Specificity of limited range of motion variable resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(1), 84–89. <https://doi.org/10.1249/00005768-198902000-00015>
- Green, C. M., & Comfort, P. (2007). The affect of grip width on bench press performance and risk of injury. *Strength and Conditioning Journal*, 29(5), 10–14. <https://doi.org/10.1519/00126548-200710000-00001>
- Guermazi, M., Ghroubi, S., Kassis, M., Jaziri, O., Keskes, H., Kessomtini, W., Ben Hammouda, I., & Elleuch, M.-H. (2006). Validity and reliability of Spinal Mouse® to assess lumbar flexion | Validité et reproductibilité du Spinal Mouse® pour l'étude de la mobilité en flexion du rachis lombaire. *Annales de Readaptation et de Medecine Physique*, 49(4), 172–177. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2006.03.001>
- Gutiérrez-Rivas, E. (2008). *Manual de electromiografía clínica*. Ergon.
- Häkkinen, K., Kraemer, W. J., Pakarinen, A., Triplett-McBride, T., McBride, J. M., Häkkinen, A., Alen, M., McGuigan, M. R., Bronks, R., & Newton, R. U. (2002). Effects of Heavy Resistance/Power Training on Maximal Strength, Muscle Morphology, and Hormonal Response Patterns in 60-75-Year-Old Men and Women. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 27(3), 213–231. <https://doi.org/10.1139/h02-013>
- Hardman, A. E., & Stensel, D. J. (2009). *Physical activity and health: the evidence explained*. Routledge.
- Haupt, H. A. (2001). Upper extremity injuries associated with strength training. *Clinics in Sports Medicine*, 20(3), 481–490. <https://doi.org/10.1016/S0278->

5919(05)70264-7

- Herce, J. A. (2016). El impacto del envejecimiento de la población en España. *Cuadernos de Información Económica*, 251, 39–48. <https://doi.org/1132-9386>
- Hernández Aparicio, E. (2009). Estudio de los circuitos biosaludables para la tercera edad en España. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de La Actividad Física y Del Deporte*, 9(33), 25–38.
- Hernández Aparicio, E., Rodríguez, E. F., Marbán, R. M., & Minguet, J. L. C. (2010). Análisis de los Circuitos Biosaludables para la Tercera Edad en la provincia de Málaga (España). *Retos. Nuevas Tendencias En Educación Física, Deporte y Recreación*, 17, 99–102.
- INE. (2018). Proyecciones de Población 2018 Instituto Nacional de Estadística. In *Notas de prensa*.
- INE. (2019). *Evolución de la población según el Padrón Municipal de Habitantes*. http://econet.carm.es/inicio/-/crem/sicrem/PU_datosBasicos/sec13.html
- Istenič, T., Hammer, B., Šeme, A., Dolinar, A. L., & Sambt, J. (2016). *European National Transfer Accounts*. Agenta. www.wittgensteincentre.org/ntadata
- Itoi, E., Motzkin, N. E., Morrey, B. F., & An, K. N. (1992). Scapular inclination and inferior stability of the shoulder. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1(3), 131–139. [https://doi.org/10.1016/1058-2746\(92\)90090-P](https://doi.org/10.1016/1058-2746(92)90090-P)
- Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., López, J. L., & Häkkinen, K. (1999). Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79(3), 260–267. <https://doi.org/10.1007/s004210050504>
- Izquierdo, M., Ibañez, J., Gorostiaga, E., Garrues, M., Zúñiga, A., Antón, A., Larrión, J. L., & Häkkinen, K. (1999). Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiologica Scandinavica*, 167(1), 57–68. <https://doi.org/10.1046/j.1365-201x.1999.00590.x>
- Izquierdo, M., Ibañez, J., Häkkinen, K., Kraemer, W. J., Larrión, J. L., & Gorostiaga, E. M. (2004). Once Weekly Combined Resistance and Cardiovascular Training in Healthy Older Men. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(3), 435–443. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000117897.55226.9A>
- Jagessar, M., & Gray, M. (2010). Optimizing Development of the Pectoralis Major.

- Sport Journal*, 13(1), 7.
<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=51829416&lang=es&site=ehost-live>
- Jakobsen, M. D., Sundstrup, E., Andersen, C. H., Aagaard, P., & Andersen, L. L. (2013). Muscle activity during leg strengthening exercise using free weights and elastic resistance: Effects of ballistic vs controlled contractions. *Human Movement Science*, 32(1), 65–78. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2012.07.002>
- James, P., Banay, R. F., Hart, J. E., & Laden, F. (2015). A Review of the Health Benefits of Greenness. *Current Epidemiology Reports*, 2(2), 131–142. <https://doi.org/10.1007/s40471-015-0043-7>
- Johnston, A. P. W., De Lisio, M., & Parise, G. (2008). Resistance training, sarcopenia, and the mitochondrial theory of aging. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 33(1), 191–199. <https://doi.org/10.1139/H07-141>
- Katula, J. A., Jack, W. J., & Marsh, A. P. (2008). Enhancing quality of life in older adults: A comparison of muscular strength and power training. *Health and Quality of Life Outcomes*, 6, 45. <https://doi.org/10.1186/1477-7525-6-45>
- Kavicic, N., Grenier, S., & McGill, S. M. (2004). Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. *Spine*, 29(20), 2319–2329. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000142222.62203.67>
- Kim, D. Il, Lee, D. H., Hong, S., Jo, S. won, Won, Y. shin, & Jeon, J. Y. (2018). Six weeks of combined aerobic and resistance exercise using outdoor exercise machines improves fitness, insulin resistance, and chemerin in the Korean elderly: A pilot randomized controlled trial. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 75, 59–64. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2017.11.006>
- Kritz, M., Cronin, J., & Hume, P. (2010). Screening the upper-body push and pull patterns using body weight exercises. *Strength and Conditioning Journal*, 32(3), 72–82. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3181df5cfe>
- Lauver, J. D., Cayot, T. E., & Scheuermann, B. W. (2016). Influence of bench angle on upper extremity muscular activation during bench press exercise. *European Journal of Sport Science*, 16(3), 309–316. <https://doi.org/10.1080/17461391.2015.1022605>
- Lawton, T. W., Cronin, J. B., & McGuigan, M. R. (2011). Strength testing and training of rowers: A review. *Sports Medicine*, 41(5), 413–432.

- <https://doi.org/10.2165/11588540-000000000-00000>
- Lee, J. L. C., Lo, T. L. T., & Ho, R. T. H. (2018). Understanding outdoor gyms in public open spaces: A systematic review and integrative synthesis of qualitative and quantitative evidence. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 15(4), 590. <https://doi.org/10.3390/ijerph15040590>
- Lehman, G. J. (2005). The influence of grip width and forearm pronation/supination on upper-body myoelectric activity during the flat bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(3), 587–591. <https://doi.org/10.1519/R-15024.1>
- Lehman, G. J., Buchan, D. D., Lundy, A., Myers, N., & Nalborczyk, A. (2004). Variations in muscle activation levels during traditional latissimus dorsi weight training exercises: An experimental study. *Dynamic Medicine*, 3, 4. <https://doi.org/10.1186/1476-5918-3-4>
- Lengsfeld, M., Frank, A., Van Deursen, D. L., & Griss, P. (2000). Lumbar spine curvature during office chair sitting. *Medical Engineering and Physics*, 22(9), 665–669. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(00\)00086-2](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(00)00086-2)
- Leong, D. P., Teo, K. K., Rangarajan, S., Lopez-Jaramillo, P., Avezum, A., Orlandini, A., Seron, P., Ahmed, S. H., Rosengren, A., Kelishadi, R., Rahman, O., Swaminathan, S., Iqbal, R., Gupta, R., Lear, S. A., Oguz, A., Yusuf, K., Zatonska, K., Chifamba, J., ... Yusuf, S. (2015). Prognostic value of grip strength: Findings from the Prospective Urban Rural Epidemiology (PURE) study. *The Lancet*, 386(9990), 266–273. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(14\)62000-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(14)62000-6)
- Leslie, K. L. M., & Comfort, P. (2013). The effect of grip width and hand orientation on muscle activity during pull-ups and the lat pull-down. *Strength and Conditioning Journal*, 35, 75–78. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e318282120e>
- Lewis, J. S., Wright, C., & Green, A. (2005). Subacromial impingement syndrome: The effect of changing posture on shoulder range of movement. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 35(2), 72–87. <https://doi.org/10.2519/jospt.2005.35.2.72>
- Lockie, R. G., & Moreno, M. R. (2017). The Close-Grip Bench Press. *Strength and Conditioning Journal*, 39(4), 30–35. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000307>

- López-Miñarro, P. A. (2001). *Ejercicios desaconsejados en la actividad física: detección y alternativas*. Inde.
- López-Miñarro, P. A. (2009). Comparación de la cifosis torácica entre varios ejercicios de acondicionamiento muscular para los miembros superiores. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, 2(4), 110–115.
- López-Miñarro, P. A., Muyor, J. M., & Alacid, F. (2010). Sagittal spinal curvatures and pelvic tilt in elite young kayakers. *Medicina Dello Sport*, 63(4), 509–519.
- López-Miñarro, P. A., Rodríguez-García, P. L., & Santonja, F. (2010). Postura del raquis lumbar en el ejercicio de extensión de codo con mancuerna. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de La Actividad Física y Del Deporte*, 10(37), 138–149.
- López-Miñarro, P. A., Rodríguez-García, P. L., Santonja, F., Lucas, J. L. Y., & Ibarra, A. G. (2007). Disposición sagital del raquis en usuarios de salas de musculación. *Archivos de Medicina Del Deporte*, 24(122), 435–441.
- López-Miñarro, P. A., Rodríguez-García, P. L., & Santonja, F. (2009). Disposición sagital del raquis torácico al realizar el ejercicio de remo sentado con apoyo en el tórax. *Revista Española de Educación Física y Deportes-N.º*, 386, 79.
- López-Miñarro, P. A., Rodríguez-García, P. L., Santonja, F., & López Villalba, F. J. (2009). Disposición sagital del raquis lumbar en el ejercicio de polea al pecho. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, 2(2), 47–51.
- Lusk, S. J., Hale, B. D., & Russell, D. M. (2010). Grip width and forearm orientation effects on muscle activity during the lat pull-down. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(7), 1895–1900. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ddb0ab>
- Manton, K. G., Corder, L., & Stallard, E. (1997). Chronic disability trends in elderly United States populations: 1982-1994. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 94(6), 2593–2598. <https://doi.org/10.1073/pnas.94.6.2593>
- Marcos-Pardo, P. J., González-Hernández, J. M., García-Ramos, A., López-Vivancos, A., & Jiménez-Reyes, P. (2019). Movement velocity can be used to estimate the relative load during the bench press and leg press exercises in older women. *PeerJ*, 7, e7533. <https://doi.org/10.7717/peerj.7533>
- Marcos-Pardo, P. J., Martínez-Rodríguez, A., & Gil-Arias, A. (2018). Impact of a motivational resistance-training programme on adherence and body

- composition in the elderly. *Scientific Reports*, 8(1), 1–11. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-19764-6>
- Marcos-Pardo, P. J., Orquin-Castrillón, F. J., Gea-García, G. M., Menayo-Antúnez, R., González-Gálvez, N., Vale, R. G. de S., & Martínez-Rodríguez, A. (2019). Effects of a moderate-to-high intensity resistance circuit training on fat mass, functional capacity, muscular strength, and quality of life in elderly: A randomized controlled trial. *Scientific Reports*, 9(1), 1–12. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-44329-6>
- Marfell-Jones, M., Stewart, A., & Ridder, J. De. (2012). *International standards for anthropometric assessment*.
- Marín, D. C., & Casanovas, G. L. I. (2001). Vejez , dependencia y cuidados de larga duración Situación actual y perspectivas de futuro. *Colección Estudios Sociales*.
- Martín, T., García, T., Coma, J., & Seiz, M. (2020). La muy baja fecundidad en España: La brecha entre deseos y realidades reproductivas. *Dossieres EsF*, 36, 8–13. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=7276499>
- Martínez, P. (2004). *Disposición del raquis en el plano sagital y extensibilidad isquiosural en Gimnasia Rítmica Deportiva*. Universidad de Murcia.
- Mason, A., & Lee, R. (2011). *El envejecimiento de la población y la economía generacional: Resultados principales*. <https://repositorio.cepal.org/handle/11362/3940>
- Massey, C. D., Vincent, J., Maneval, M., & Johnson, J. T. (2005). Influence of range of motion in resistance training in women: Early phase adaptations. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(2), 409–411. <https://doi.org/10.1519/R-14643.1>
- Mayhew, J. L., Brechue, W. F., Smith, A. E., Kemmler, W., Lauber, D., & Koch, A. J. (2011). Impact of testing strategy on expression of upperbody work capacity and one repetition maximum prediction after resistance training in college-aged men and women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(10), 2796–2807. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31822dcea0>
- Mayo, X., Villar, F. Del, & Jimenez, A. (2017). *Termómetro del sedentarismo en España: Informe sobre la inactividad física y el sedentarismo en la población adulta española*.
- Mcallister, M. J., Schilling, B. K., Hammond, K. G., Weiss, L. W., & Farney, T. M.

- (2013). Effect of grip width on electromyographic activity during the upright row. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(1), 181–187. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31824f23ad>
- McCaw, S. T., & Friday, J. J. (1994). A comparison of muscle activity between a free weight and machine bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 8(4), 259–264. <https://doi.org/10.1519/00124278-199411000-00011>
- McGill, S. (2002). *Low back disorders: evidence based prevention and rehabilitation*. Champaign, ILL: Human Kinetics.
- McGill, S. M., Cannon, J., & Andersen, J. T. (2014a). Analysis of pushing exercises: Muscle activity and spine load while contrasting techniques on stable surfaces with a labile suspension strap training system. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(1), 105–116. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182a99459>
- McGill, S. M., Cannon, J., & Andersen, J. T. (2014b). Muscle activity and spine load during pulling exercises: Influence of stable and labile contact surfaces and technique coaching. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(5), 652–665. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.06.002>
- McGrath, R. P., Kraemer, W. J., Vincent, B. M., Hall, O. T., & Peterson, M. D. (2017). Muscle Strength Is Protective Against Osteoporosis in an Ethnically Diverse Sample of Adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(9), 2586–2589. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002080>
- McKibbin, W. J. (2006). The Global Macroeconomic Consequences of a Demographic Transition. *Asian Economic Papers*, 5(1), 92–134. <https://doi.org/10.1162/asep.2006.5.1.92>
- Mondelo, P., Gregori, E., & Barrau, P. (2000). *Ergonomía I, Fundamentos*. Alfaomega, ediciones UPC.
- Montmollin, M. (1971). *Introducción a la ergonomía: los sistemas hombres-máquinas*. Aguilar.
- Mora, R., Weisstaub, G., Greene, M., & Herrmann, G. (2017). Outdoor gyms in Santiago: urban distribution and effects on physical activity. *Motriz: Revista de Educação Física*, 23(3). <https://doi.org/10.1590/s1980-6574201700030005>
- Morrey, B. F., & An, K.-N. (2009). *Functional Evaluation of the Elbow*. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-1-4160-2902-1.50010-3>
- Müller-Riemenschneider, F., Petrunoff, N., Yao, J., Ng, A., Sia, A., Ramiah, A.,

- Wong, M., Han, J., Tai, B. C., & Uijtdewilligen, L. (2020). Effectiveness of prescribing physical activity in parks to improve health and wellbeing-the park prescription randomized controlled trial. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 17, 1–14. <https://doi.org/10.1186/s12966-020-00941-8>
- Muñoz, J. M. (2009). La higiene postural en la edad escolar: ergonomía, postura y mobiliario. In *Innovación Y Experiencias Educativas*.
- Murtin, F., Mackenbach, J., Jasilionis, D., & Mira, M. d'Ercole. (2017). Inequalities in longevity by education in OECD countries: Insights from new OECD estimates. *OECD Statistics Working Papers*. <https://doi.org/10.1787/6b64d9cf-en>
- Muyor, J. M., López-Miñarro, P. A., & Alacid, F. (2012). Disposición sagital del raquis lumbar en ciclistas de élite y sedentarios. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de La Actividad Física y Del Deporte*, 12(46), 219–231.
- Nachemson, A. (1966). The load on lumbar disks in different positions of the body. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 45, 107–122. <https://doi.org/10.1097/00003086-196600450-00014>
- National Center for Health Statistics. (2016). *Survey Description*.
- Neviaser, T. J. (1991). Weight lifting: Risks and injuries to the shoulder. *Clinics in Sports Medicine*, 10(3), 615–621.
- Norwood, J. T., Anderson, G. S., Gaetz, M. B., & Twist, P. W. (2007). Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(2), 343–347. <https://doi.org/10.1519/R-17435.1>
- 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 and Science in Sports*, 29(4), 484–503. <https://doi.org/10.1111/sms.13375>
- Ortega, C. M., & Marín, R. G. (2015). Envejecimiento de la población en la Región de Murcia: Causas y consecuencias. *Papeles de Geografía*, 61, 44–59.
- Palmer, M. L., & Epler, M. E. (2002). *Fundamentos de Las Técnicas de Evaluación Musculoesquelética*. Paidotribo.
- Pedersen, B. K., & Saltin, B. (2015). Exercise as medicine - Evidence for prescribing exercise as therapy in 26 different chronic diseases. *Scandinavian Journal of*

- Medicine and Science in Sports*, 25, 1–72. <https://doi.org/10.1111/sms.12581>
- Pérez, C., Herrero, F., & Santoja, F. (1997). Ejercicios para el desarrollo de la fuerza. *Selección*, 6(4), 64–77.
- Peterson, M. D., Zhang, P., Choksi, P., Markides, K. S., & Al Snih, S. (2016). Muscle Weakness Thresholds for Prediction of Diabetes in Adults. *Sports Medicine*, 46(5), 619–628. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0463-z>
- Pimentel, I., Bezerra, E., de Ceselles, D. A., Rossato, M., Machado, J., Lazzari, C., Paz, G., Miranda, H., & Moro, A. (2016). Smith Machine vs. Barbell: Ten Repetition Maximum Loads and Muscle Activation Pattern during Upper Body Exercises. *Journal of Exercise Physiology Online*, 19(5), 86–92.
- Pinto, R. S., Gomes, N., Radaelli, R., Botton, C. E., Brown, L. E., & Bottaro, M. (2012). Effect of range of motion on muscle strength and thickness. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(8), 2140–2145. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31823a3b15>
- Potvin, J. R., & Norman, R. W. (1993). Quantification of erector spinae muscle fatigue during prolonged, dynamic lifting tasks. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 67(6), 554–562. <https://doi.org/10.1007/BF00241654>
- Prins, R. G., Van Empelen, P., Te Velde, S. J., Timperio, A., Van Lenthe, F. J., Tak, N. I., Crawford, D., Brug, J., & Oenema, A. (2010). Availability of sports facilities as moderator of the intention-sports participation relationship among adolescents. *Health Education Research*, 25(3), 489–497. <https://doi.org/10.1093/her/cyq024>
- Roberts, H., McEachan, R., Margary, T., Conner, M., & Kellar, I. (2018). Identifying Effective Behavior Change Techniques in Built Environment Interventions to Increase Use of Green Space: A Systematic Review. *Environment and Behavior*, 50(1), 28–55. <https://doi.org/10.1177/0013916516681391>
- Roy, S. H., De Luca, C. J., Emley, M., Oddsson, L. I. E., Buijs, R. J. C., Levins, J. A., Newcombe, D. S., & Jabre, J. F. (1997). Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 34(4), 405–414.
- Saeterbakken, Atle H., & Fimland, M. S. (2013). Electromyographic activity and 6RM strength in bench press on stable and unstable surfaces. *Journal of*

- Strength and Conditioning Research*, 27(4), 1101–1107.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182606d3d>
- Saeterbakken, Atle Hole, Andersen, V., Brudeseth, A., Lund, H., & Fimland, M. S. (2015). The Effect of Performing Bi- and Unilateral Row Exercises on Core Muscle Activation. *International Journal of Sports Medicine*, 94(11), 900–905.
<https://doi.org/10.1055/s-0034-1398646>
- Saeterbakken, Atle Hole, Mo, D. A., Scott, S., & Andersen, V. (2017). The Effects of Bench Press Variations in Competitive Athletes on Muscle Activity and Performance. *Journal of Human Kinetics*, 57(1), 61–71.
<https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0047>
- Sales, M. P. R., Polman, R., Hill, K. D., Karaharju-Huisman, T., & Levinger, P. (2015). A novel dynamic exercise initiative for older people to improve health and well-being: Study protocol for a randomised controlled trial. *BMC Geriatrics*, 15(1), 68. <https://doi.org/10.1186/s12877-015-0057-5>
- Santana, J. C. (2000). Functional training: Breaking the bonds of traditionalism. Optimum performance systems. BocaRaton, FL.
- Santoja, F. (1997). Musculación en las desalineaciones del raquis. *Selección*, 6(4), 205–218.
- Sato, K., Kikuchi, S., & Yonezawa, T. (1999). In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. *Spine*, 24(23), 2468–2474. <https://doi.org/10.1097/00007632-199912010-00008>
- Sayers, S. P. (2008). High Velocity Power Training in Older Adults. *Current Aging Science*, 1(1), 62–67. <https://doi.org/10.2174/1874609810801010062>
- Scannell, J. P., & McGill, S. M. (2003). Lumbar Posture—Should It, and Can It, Be Modified? A Study of Passive Tissue Stiffness and Lumbar Position During Activities of Daily Living. *Physical Therapy*, 83(10), 907–917.
<https://doi.org/10.1093/ptj/83.10.907>
- Schick, E. E., Coburn, J. W., Brown, L. E., Judelson, D. A., Khamoui, A. V., Tran, T. T., & Uribe, B. P. (2010). A comparison of muscle activation between a Smith machine and free weight bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(3), 779–784. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181cc2237>
- Scott, A., Stride, V., Neville, L., & Hua, M. (2014). Design and promotion of an outdoor gym for older adults: A collaborative project. *Health Promotion*

- Journal of Australia*, 25(3), 212–214. <https://doi.org/10.1071/HE14037>
- Shafiee, G., Keshtkar, A., Soltani, A., Ahadi, Z., Larijani, B., & Heshmat, R. (2017). Prevalence of sarcopenia in the world: A systematic review and meta-analysis of general population studies. *Journal of Diabetes and Metabolic Disorders*, 16(1), 21. <https://doi.org/10.1186/s40200-017-0302-x>
- Signorile, J. F., Rendos, N. K., Heredia Vargas, H. H., Alipio, T. C., Regis, R. C., Eltoukhy, M. M., Nargund, R. S., & Romero, M. A. (2017). Differences in muscle activation and kinematics between cable-based and selectorized weight training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 31(2), 313–322. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001493>
- Signorile, J. F., Zink, A. J., & Szwed, S. P. (2002). A comparative electromyographical investigation of muscle utilization patterns using various hand positions during the lat pull-down. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 16(4), 539–546. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2002\)016<0539:ACEIOM>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2002)016<0539:ACEIOM>2.0.CO;2)
- Snarr, R. L., & Esco, M. R. (2013). Comparison of electromyographic activity when performing an inverted row with and without a suspension device. *Journal of Exercise Physiology Online*, 16(6), 51–58.
- Snarr, R. L., Nickerson, B., & Esco, M. R. (2014). Effects of hand-grip during the inverted row with and without a suspension device: An electromyographical investigation. *European Journal of Sports and Exercise Science*, 3(4), 1–5.
- Soderberg, G. L., & Knutson, L. M. (2000). A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. *Physical Therapy*, 80(5), 485–498. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.5.485>
- Solem-Bertoft, E., Thuomas, K. A., & Westerberg, C. E. (1993). The influence of scapular retraction and protraction on the width of the subacromial space: An MRI study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 296, 99–103. <https://doi.org/10.1097/00003086-199311000-00018>
- Speer, K. P. (1995). Anatomy and pathomechanics of shoulder instability. *Clinics in Sports Medicine*, 14(4), 751–760.
- Stastny, P., Gołaś, A., Blazek, D., Maszczyk, A., Wilk, M. M., Pietraszewski, P. P., Petr, M., Uhlir, P., Zajac, A., Golas, A., Blazek, D., Maszczyk, A., Wilk, M. M., Pietraszewski, P. P., Petr, M., Uhlir, P., Zajac, A., Gołaś, A., Blazek, D., ... Zajac, A. (2017). A systematic review of surface electromyography analyses

- of the bench press movement task. *PloS One*, 12(2), e0171632. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0171632>
- Stegeman, D., & Hermens, H. (2007). *Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)*.
- Temple, J. B., Rice, J. M., & McDonald, P. F. (2017). Ageing and the economic life cycle: The National Transfer Accounts approach. *Australasian Journal on Ageing*, 36(4), 271–278. <https://doi.org/10.1111/ajag.12486>
- Trebs, A. A., Brandenburg, J. P., & Pitney, W. A. (2010). An electromyography analysis of 3 muscles surrounding the shoulder joint during the performance of a chest press exercise at several angles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(7), 1925–1930. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ddfae7>
- Uher, I., Švedová, M. P., Brtková, M., & Junger, J. (2010). Effect of a resistance training on functional fitness in elderly men. *Kinesiologia Slovenica*, 16(2), 68–74.
- United Nations Department of Economic and Social Affairs Population Division. (2019). *World population prospects 2019*.
- Vera-Garcia, F. J., Flores-Parodi, B., Elvira, J. L. L., & Sarti, M. A. (2008). Influence of trunk curl-up speed on muscular recruitment. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(3), 684–690. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816d5578>
- Vera-Garcia, F. J., Grenier, S. G., & McGill, S. M. (2000). Abdominal Muscle Response During Curl-ups on Both Stable and Labile Surfaces. *Physical Therapy*, 80(6), 564–569. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.6.564>
- Wahl, M. J., & Behm, D. G. (2008). Not all instability training devices enhance muscle activation in highly resistance-trained individuals. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(4), 1360–1370. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318175ca3c>
- Webber, S. C., Porter, M. M., & Menec, V. H. (2010). Mobility in older adults: A comprehensive framework. *Gerontologist*, 50(4), 443–450. <https://doi.org/10.1093/geront/gnq013>
- Weiser, W. M., Lee, T. Q., McMaster, W. C., & McMahan, P. J. (1999). Effects of simulated scapular protraction on anterior glenohumeral stability. *American Journal of Sports Medicine*, 27(6), 801–805. <https://doi.org/10.1177/03635465990270061901>

- Welsch, E. A., Bird, M., & Mayhew, J. L. (2005). Electromyographic activity of the pectoralis major and anterior deltoid muscles during three upper-body lifts. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(2), 449–452. <https://doi.org/10.1519/14513.1>
- Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., & Claes, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, 24(8), 755–762. <https://doi.org/10.1097/00007632-199904150-00005>
- Wills, R., Signorilo, J., Perry, A., Tromblay, L., & Kwiatkowski, K. (1994). 115 Differences in EMG activity due to handgrip position during the lat pulldown. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26(5), S21. <https://doi.org/10.1249/00005768-199405001-00116>
- World Health Organization (WHO). (2016). Urban Green Spaces and Health: a Review of Evidence. In *WHO Regional Office for Europe*.
- World Health Organization (WHO). (2019). *Global Action Plan On Physical Activity 2018-2030: More Active People for a Healthier World*.
- Youdas, J. W., Amundson, C. L., Cicero, K. S., Hahn, J. J., Harezlak, D. T., & Hollman, J. H. (2010). Surface electromyographic activation patterns and elbow joint motion during a pull-up, chin-up, or perfect-pullup rotational exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(12), 3404–3414. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181f1598c>
- Young, A., & Skelton, D. A. (1994). Applied physiology of strength and power in old age. *International Journal of Sports Medicine*, 15(3), 149–151. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1021037>

X - ANEXOS

X-ANEXOS**ANEXO 1. Contrato ayudante de investigación**

DIEGO GUIRADO AGUILERA, Director de Recursos Humanos de la Universidad Católica San Antonio de Murcia,

HACE CONSTAR

Que con cargo al proyecto de investigación “Investigación aplicada a la mejora de la configuración mecánica de maquinaria biosaludable con el objetivo de conseguir un beneficio óptimo de los efectos de su uso sobre la condición física y la salud”, financiado a través del contrato con la empresa COPELE, y la UCAM, bajo la convocatoria del Programa de Ayuda a la Investigación y Desarrollo Tecnológico del INFO (Instituto de Fomento de la Región de Murcia), cuyo Investigador Principal es el Dr. Pablo Jorge Marcos Pardo con DNI 48396929F, se contrató a D. Abraham López Vivancos, con DNI 48652387G, como Ayudante de Investigación a tiempo completo, desde el 11/09/2017 hasta la actualidad, para el desarrollo de las tareas del citado proyecto.

Y para que conste, a petición del/la interesado/a y a los efectos que procedan, firmo el presente documento en Murcia a 15 de enero de 2019.



ANEXO 2. Comité de ética



COMITÉ DE ÉTICA DE LA UCAM

DATOS DEL PROYECTO

Título:	"Maquinaria Bio-saludable Inteligente: Diseño y fabricación de nueva maquinaria de fitness outdoor ergonómica, eficiente, saludable y con aplicación para dispositivos móviles (App) de valoración y control del entrenamiento"	
Investigador Principal	Nombre	Correo-e
Dr.	Pablo Jorge Marcos Pardo	pmarcos@ucam.edu

INFORME DEL COMITÉ

Fecha	29/11/2019	Código	CE111908
--------------	------------	---------------	----------

Tipo de Experimentación

Investigación experimental clínica con seres humanos	
Utilización de tejidos humanos procedentes de pacientes, tejidos embrionarios o fetales	
Utilización de tejidos humanos, tejidos embrionarios o fetales procedentes de bancos de muestras o tejidos	
Investigación observacional con seres humanos, psicológica o comportamental en humanos	X
Uso de datos personales, información genética, etc.	X
Experimentación animal	
Utilización de agentes biológicos de riesgo para la salud humana, animal o las plantas	
Uso de organismos modificados genéticamente (OMGs)	

Comentarios Respecto al Tipo de Experimentación

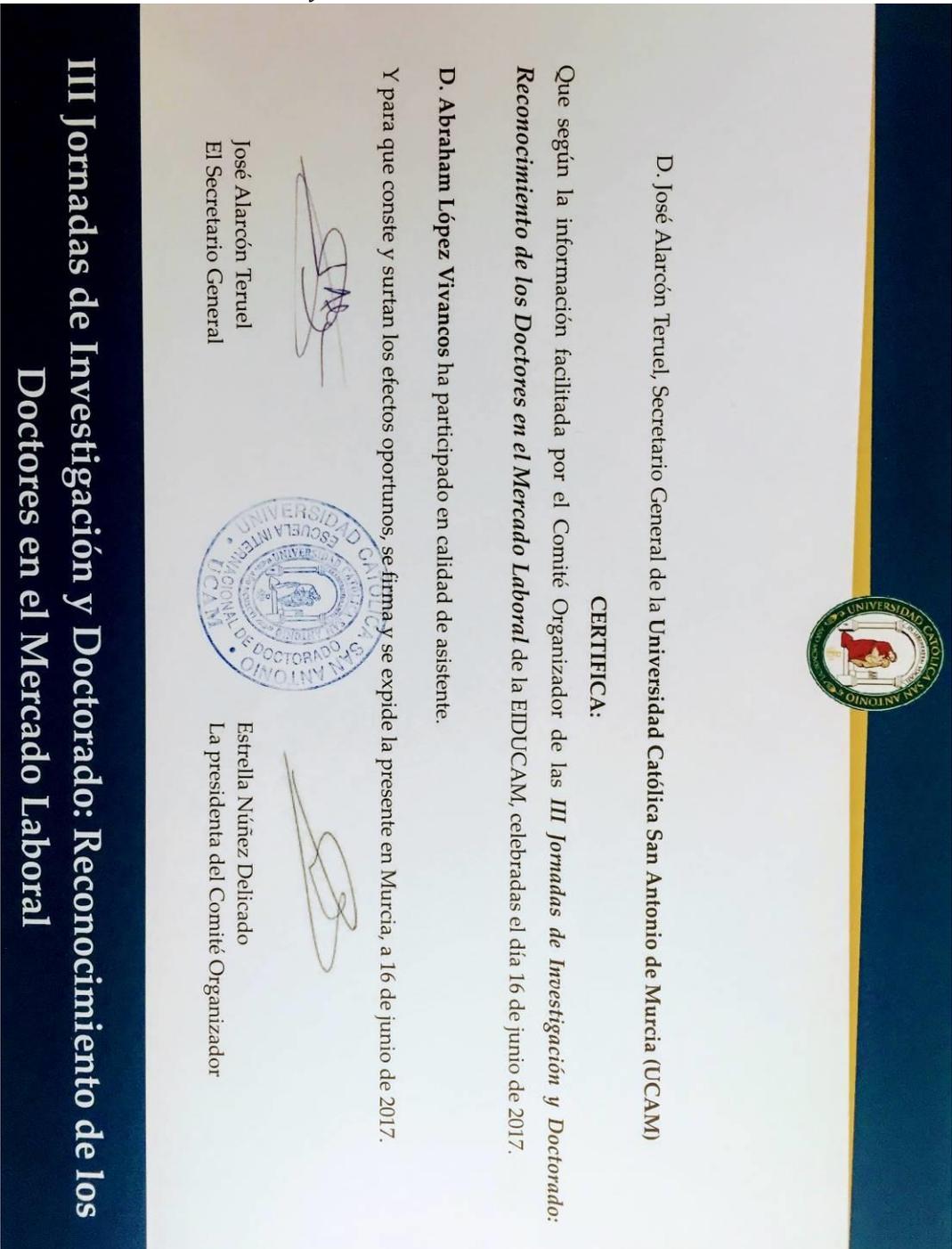
Nada Obsta

Comentarios Respecto a la Metodología de Experimentación

Nada Obsta



ANEXO 3. Certificado III Jornadas de Doctorado



ANEXO 4. Certificado IV Jornadas de Doctorado



UNIVERSIDAD CATOLICA
DE MURCIA

UCAM

D. José Alarcón Teruel, Secretario General de la Universidad Católica San Antonio de Murcia (UCAM)

CERTIFICA

Que según la información facilitada por el Comité Organizador de las *IV Jornadas de Investigación y Doctorado: Women In Science*, celebradas el día **18 de mayo de 2018**.

D. Abraham López Vivancos
ha participado en calidad de asistente a las Jornadas.

Y para que conste y surtan los efectos oportunos, se firma y se expide la presente en Murcia, a 18 de mayo de 2018.

José Alarcón Teruel
Secretario General UCAM



Estrella Núñez Delgado
Viceirectora de Investigación
Directora de la Escuela Internacional de Doctorado UCAM



