



UNIVERSIDAD DE MURCIA

Facultad de Medicina

Instituto Universitario de Investigación en Envejecimiento

**“APORTACIONES AL CONOCIMIENTO
ELECTROMIOGRÁFICO Y
DINAMOMÉTRICO DE LA
FLEXO/EXTENSIÓN DE CODO”**

Tesis Doctoral realizada por:
JOSÉ ANTONIO GARCÍA VIDAL

Dirigida por:
Ignacio Martínez González-Moro

María Carrasco Poyatos

Murcia, Abril de 2013

-AGRADECIMIENTOS-

A mis directores de tesis, el Prof. Dr. D. Ignacio Martínez González-Moro y la Profa. Dra. Dña. María Carrasco Poyatos, precursores de esta idea y sin los cuales este trabajo nunca hubiese sido posible. Gracias por vuestras correcciones, consejos y estímulos constantes.

A todos los alumnos del Grado en Fisioterapia de la Universidad de Murcia, y en especial a los que colaboraron de forma desinteresada en la recolección de datos.

A mi madre y hermanos por su cariño incondicional y a mi padre por seguir a mi lado. Te recuerdo cada día.

A mi mujer Ana, por su amor y comprensión, y por saber soportar mis largas presencias ausentes.

Y especialmente a mis hijos Izan y Leo, cuyas sonrisas hacen que merezca la pena intentar superarme cada día. Ellos son el auténtico motor de mi vida.

A todos y cada uno de ellos, Muchas Gracias.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	2
1.1 Biomecánica de la flexo-extensión del codo.....	3
1.2 La fuerza muscular.....	8
1.2.1 Definiciones.....	8
1.2.2 Mecanismo de la contracción muscular.....	10
1.2.3 Tipos de fuerza.....	16
1.2.3.1 Peculiaridades del trabajo excéntrico.....	20
1.2.4 Factores condicionantes de la fuerza.....	21
1.2.5 Métodos de valoración de la fuerza.....	26
1.2.5.1 Antecedentes históricos.....	26
1.2.5.2 Dinamometría Isocinética.....	30
1.2.5.3 Dinamometría Isométrica.....	32
1.3 Electromiografía de Superficie.....	35
1.3.1 Fundamentos.....	35
1.3.2 Metodología.....	38
1.4 Actualización bibliográfica sobre valoración de la fuerza de bíceps y tríceps.....	42
2. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	46
2.1 Justificación del estudio.....	47
2.2 Hipótesis y objetivos.....	49
3. MATERIAL Y MÉTODO	50
3.1 Procedimiento general.....	51
3.2 Población.....	56
3.2.1 Criterios de inclusión y exclusión.....	56
3.3 Material.....	57
3.3.1 Dinamómetro isométrico MICROFET 3.....	57
3.3.2 Electromiógrafo de superficie BIOMETRICS.....	58
3.3.3 Material antropométrico.....	59
3.3.3.1 Báscula.....	59
3.3.3.2 Tallímetro.....	59
3.3.3.3 Plicómetro.....	60
3.3.3.4 Cinta métrica.....	61
3.3.4 Mancuernas.....	62

3.4	Obtención de la fuerza máxima.....	63
3.5	Obtención de la señal electromiográfica.....	64
3.6	Análisis de la señal electromiográfica.....	66
3.7	Método estadístico.....	67
4.	RESULTADOS.....	68
4.1	Estudio de la variabilidad.....	69
4.1.1.	Variabilidad intraobservador e interdía.....	69
4.1.2.	Variabilidad interobservador.....	72
4.2	Determinaciones electromiográficas y dinamométricas de la Musculatura flexoextensora del codo.....	75
4.2.1.	Población.....	75
4.2.2.	Correlación variables antropométricas globales.....	80
4.3	Análisis de la fuerza máxima.....	81
4.3.1.	Correlación variables antropométricas globales y fuerza máxima.....	85
4.4	Análisis de la señal EMGS.....	89
4.4.1.	Contracción voluntaria máxima.....	88
4.4.2.	Contracciones dinámicas.....	89
4.4.2.1.	Ejercicio sin carga.....	89
4.4.2.1.1.	Pico máximo de actividad.....	89
4.4.2.1.2.	Valor medio de actividad.....	93
4.4.2.2.	Ejercicio con carga ligera.....	95
4.4.2.2.1.	Pico de máxima actividad.....	95
4.4.2.2.2.	Valor medio de actividad.....	98
4.4.2.3.	Ejercicio con carga pesada.....	101
4.4.2.3.1.	Pico de máxima actividad.....	101
4.4.2.3.2.	Valor medio de actividad.....	105
4.4.3.	Valores relativos en porcentaje de la CVM.....	108
4.4.3.1.	Ejercicio sin carga.....	108
4.4.3.2.	Ejercicio con carga ligera.....	112
4.4.3.3.	Ejercicio con carga pesada.....	115
4.4.4.	Comparativa gráfica del porcentaje CVM por fases del ejercicio dinámico.....	118
4.4.4.1.	Fase A.....	120
4.4.4.2.	Fase B.....	121
4.4.4.3.	Fase C.....	122
4.4.4.4.	Fase D.....	123
4.4.4.5.	Correlación entre actividad EMGs máxima y fuerza máxima.....	124

4.4.4.6. Correlación entre actividad EMGs máxima y antropometría.....	125
4.5 Relación Extensores/Flexores.....	129
4.5.1. Comparación intra grupo (D vs ND).....	129
5. DISCUSIÓN.....	131
5.1 Estudio de la Variabilidad.....	132
5.2 Población.....	134
5.3 Instrumental.....	137
5.4 Procedimiento.....	139
5.3.1. Fuerza Máxima.....	139
5.3.2. Fuerza Dinámica.....	140
5.3.3. Electromiografía.....	140
5.3.4. Análisis de la señal.....	142
5.5. Resultados de Fuerza Máxima.....	143
5.6. Resultados de la EMGs.....	144
5.6.1 CVM.....	144
5.6.2. Actividad Dinámica.....	145
5.6.2.1. Actividad Dinámica Sin Carga.....	145
5.6.2.2. Actividad Dinámica Carga Ligera.....	147
5.6.2.3. Actividad Dinámica Carga Pesada.....	147
5.7. Limitaciones del Estudio.....	149
5.8. Perspectivas de Futuro y Nuevas Líneas.....	151
5.9. Aplicabilidad de Nuestro Estudio.....	153
6. CONCLUSIONES.....	153
7. BIBLIOGRAFÍA.....	155

ABREVIATURAS

ADP: Adenosín Difosfato
ATP: Adenosín Trifosfato
CCI: Coeficiente de Correlación Intraclase
C.D.: Contracciones Dinámicas
CON: Concéntrico
C.V.: Coeficiente de Variación
CVM: Contracción voluntaria máxima
D: Dominante
EMG: Electromiografía
EMGs: Electromiografía de Superficie
EXC: Excéntrico
FFT: Fast Fourier Transform
FT: Fast Tire
IMC: Índice de Masa Corporal
IZ: Zona de Inervación
N: Newton
ND: No Dominante
OMS: Organización Mundial de la Salud
PBO: Parálisis Braquial Obstétrica
PCE: Parálisis Cerebral Espástica
RMN: Resonancia Magnética Nuclear
RMS: Filtro de Raíz Cuadrada Media
SD: Desviación Estándar
Sig.: Significación Estadística
ST: Slow Tire
TAC: Tomografía Axial Computarizada

***“La vida no se mide por el número de veces que
tomamos aliento, sino por los extraordinarios
momentos que nos lo quitan”.***
George Carlin

1. INTRODUCCIÓN

1.1 BIOMECÁNICA DE LA FLEXO-EXTENSIÓN DEL CODO.

El codo es un complejo de tres articulaciones englobadas por una misma cápsula: la humerocubital, la radiohumeral y la radiocubital. La articulación humerocubital permite la flexión y la extensión, mientras que la radiohumeral y la radiocubital permiten la pronación y la supinación del antebrazo. Se mueve según dos ejes: uno transversal que atraviesa la tróclea y el cóndilo humeral (para la flexoextensión), y otro longitudinal (pronosupinación) (Cailliet, 2006). Su movilidad y estabilidad son necesarias para el desarrollo de las actividades cotidianas (Viladot, 2001; Miralles, 1998).

En este trabajo nos centraremos en los movimientos de flexo-extensión:

-La **flexión**: es el movimiento que dirige el antebrazo hacia delante, de tal forma que la cara anterior del antebrazo contacta con la cara anterior del brazo.

-La **extensión**: es el movimiento que dirige el antebrazo hacia atrás.

La articulación del codo es una de las más congruentes y estables del cuerpo. Se encuentra estabilizada por dos grandes ligamentos colaterales principales, uno anterior y otro posterior. El anterior surge de la cara medial del cúbito y el radio, y el posterior, más delgado, limita el

movimiento de flexión del codo cuando éste se flexiona más de 90° (Kapandji, 1998).

El grado de movimiento activo varía dependiendo de los autores consultados. Para Bonne y Azen (1979) el grado de movimiento activo es $141 \pm 4.9^\circ$, para Petherick y Rheault (1988) es $146 \pm 6.3^\circ$ y para Kapandji (1998) es 145° . La amplitud de movimientos es mayor en la flexión pasiva (160°) que en la activa (Figura 1), ya que en la activa estará limitada por la musculatura contraída (Miralles, 1998). La extensión será el paso de la flexión al punto 0° , aunque en algunos individuos (sobre todo mujeres y niños) existirán algunos grados de hiperextensión (de 5° a 10°) (Kapandji, 1998). La extensión está limitada por el choque de la punta del olecranon con el fondo de la fosa olecraniana, por la tensión de la cara anterior de la cápsula articular y la resistencia que oponen los músculos flexores (Miralles, 1998).

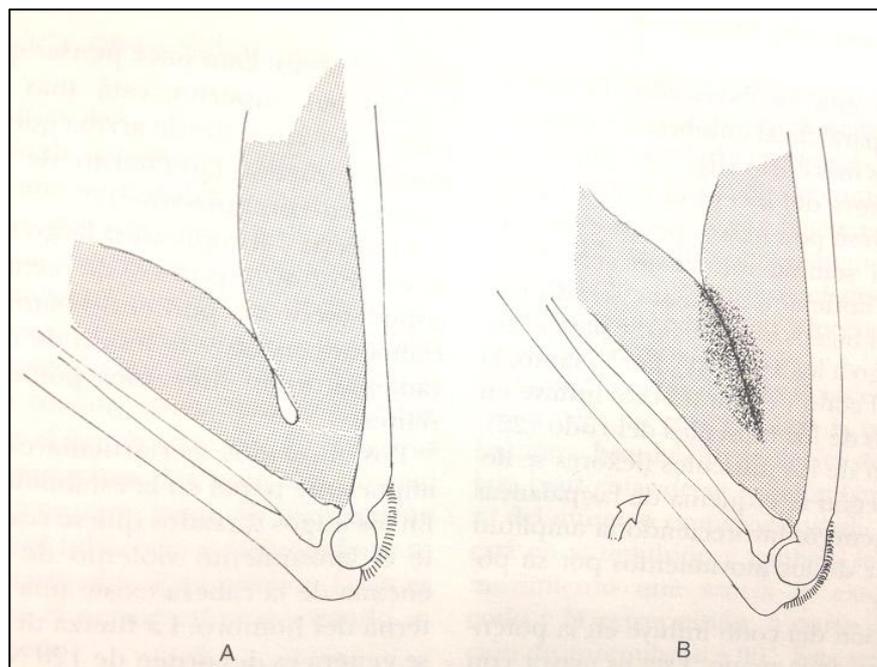


Figura 1. “Diferencias entre la amplitud de la flexión activa (A) y pasiva (B) del codo” (Miralles, 1998).

Los músculos más importantes en la flexión de codo son:

1. El músculo **braquial anterior**, músculo profundo situado entre el húmero y el bíceps, y cuyo origen se encuentra en la mitad inferior del húmero. Se inserta en la apófisis coronoides y su principal función es la flexión del codo. Se encuentra inervado por el nervio musculocutáneo.
2. El **bíceps**, musculo de la alimentación (Kapandji, 1998), cuya función es principal es flexionar el antebrazo, aunque también es sinergista de la supinación. Se inserta en el omóplato a través de dos cabezas (larga y corta), lo que le da una función sinergista en los movimientos del omóplato. La porción larga se origina en el tubérculo supraglenoideo, mientras que la corta lo hace en la apófisis coracoides (Figura 2). Desde el punto de vista funcional, Basmajian (1976) señala que la porción larga del bíceps presenta mayor actividad que la corta, en la mayor parte de los sujetos, durante la flexión lenta del codo, la supinación resistida del antebrazo y durante la flexión de la articulación del hombro, lo que resulta un dato de gran interés para la ejecución de los ejercicios con los que se quiera potenciar esta musculatura. Está inervado por el nervio musculocutáneo.
3. El **supinador largo**, que se extiende desde el borde externo del húmero hasta la apófisis estiloides del radio, tiene como principal misión la flexión de codo, y solo actúa como supinador cuando el antebrazo está en pronación forzada (Miralles, 1998).

La eficacia de los músculos flexores es máxima con el codo en flexión de 90°, ya que cuando está en extensión, la fuerza muscular es paralela al antebrazo y su brazo de palanca es más corto. El pico de potencia flexora del bíceps es mayor en extensión, pero su potencia supinadora es menor. Con la semiflexión la eficacia de la fuerza para la flexión aumenta, siendo máxima para el bíceps a los 80-90° y para el supinador largo a los 100-110°. Por lo tanto, la posición del codo y del antebrazo influye en el momento de los músculos del codo (Murray et al., 1995).

El músculo más importante en la extensión de codo es el **tríceps braquial**, cuyo recorrido abarca desde la parte postero-inferior del húmero al cúbito. Consta de 3 vientres musculares o “cabezas” (interno, externo y largo) que se unen en un tendón común que se inserta en la parte postero-superior del olecranon (Figura 2). Está innervado por el nervio radial y desarrolla su máxima eficacia con el codo en flexión de 20-30° (Miralles, 1998; Kapandji, 1998).

Según Viladot (2001), estudios electromiográficos han demostrado que el vientre medial actúa como extensor primario, mientras que las demás cabezas permanecen en fase de reserva.

La posición relativa del hombro también afecta a la eficacia del tríceps (debido a la cabeza larga), y será mayor cuando esté en antepulsión y cuando se asocie el movimiento de extensión y retropulsión a 90° (Kapandji, 2006).

El ancóneo también es considerado como extensor, pero como demostró Pauly (1967) en su estudio electromiográfico publicado en *Anatomical Record*, su principal función es la de estabilizador en los movimientos de extensión.

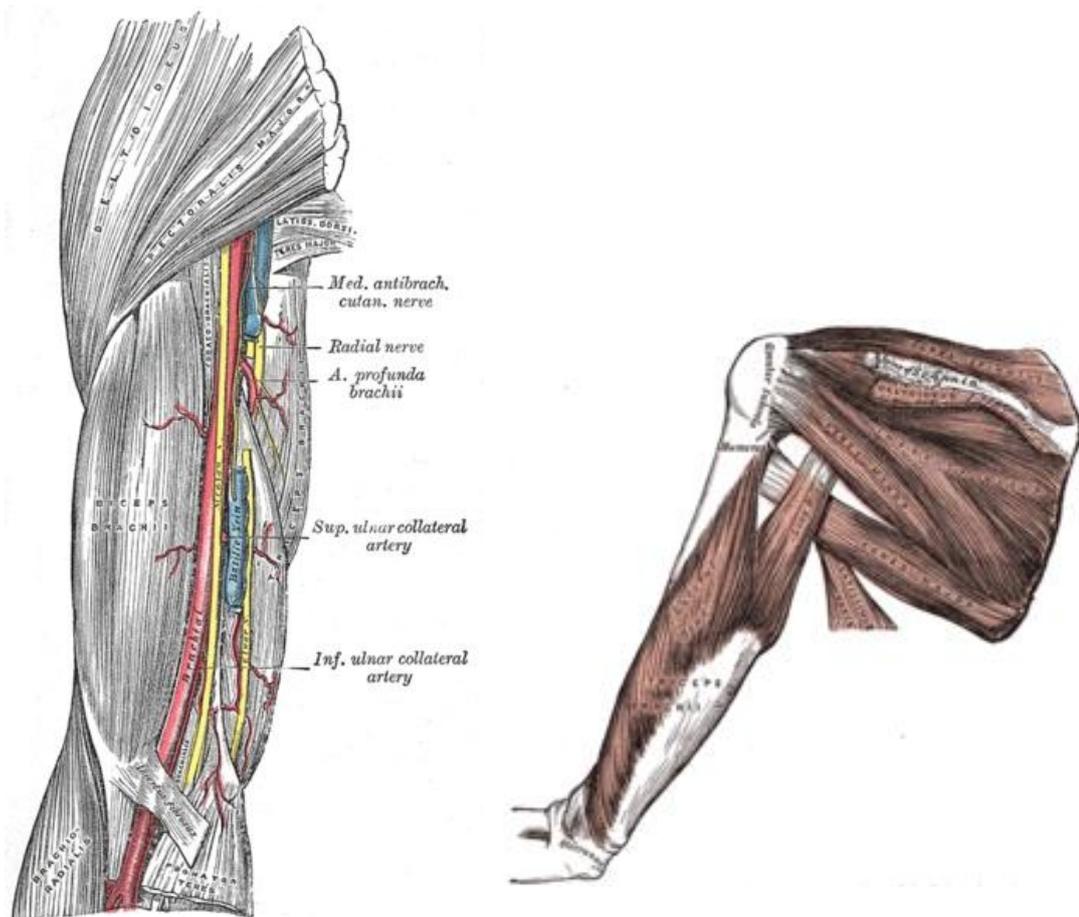


Figura 2. “Anatomía de Bíceps y Tríceps” (Gray, 1858).

1.2 LA FUERZA MUSCULAR

1.2.1 DEFINICIONES

Multitud de autores han definido la fuerza en sus estudios. En la siguiente tabla (Tabla I) mostramos algunas de ellas:

Tabla I. Definiciones de fuerza.

Rodríguez García, 2008	“Toda causa capaz de modificar el estado de reposo o movimiento de un cuerpo, así como la causa capaz de deformar los cuerpos por efecto de presión (aproximación de moléculas) o tracción (separación de moléculas)”
González Badillo, 2002	“Es la manifestación externa de la tensión interna generada en el músculo”
Willmore & Costill, 1999	“Máxima tensión que un músculo o grupo muscular puede generar”
Ortiz Cervera, 1996	“Capacidad de vencer una resistencia externa o reaccionar contra la misma mediante tensión muscular”
Siff & Verkoshansky, 1996	“Capacidad de un músculo o grupo muscular de generar tensión muscular bajo condiciones específicas”
Harman, 1993	“Habilidad para generar tensión bajo determinadas condiciones definidas por la posición del cuerpo, el movimiento en el que se aplica la fuerza, tipo de activación (concéntrica, excéntrica, isométrica, pliométrica) y la velocidad del movimiento”
Grosser & Muller, 1989	“Capacidad del sistema neuromuscular de superar resistencias a través de la actividad muscular (trabajo concéntrico), de actuar en contra de las mismas (trabajo excéntrico) o bien de mantenerlas (trabajo isométrico)”
Kraemer, 1989	“Capacidad de un músculo de generar y transmitir tensión en la dirección de sus fibras. La fuerza corporal es la capacidad de aplicar tensión o momento a través de un segmento corporal a un objeto”
Knuttgen y Kraemer, 1987	“Máxima tensión manifestada por el músculo (o conjunto de grupos musculares) a una velocidad determinada”

Desde el punto de vista fisiológico, la fuerza muscular corresponde a la capacidad que tienen los músculos para desarrollar tensiones al objeto de vencer u oponerse a resistencias externas. Para generar fuerza hay que realizar un esfuerzo muscular y este trabajo muscular dependerá de diversos factores, como son el número de puentes de actina-miosina, el número de sarcómeros existentes, la unidad transversal de la fibra y su longitud, el tipo de fibra, así como diversas variables biomecánicas y físicas (Harman, 1993; Rodríguez García, 2008).

El trabajo de las fibras musculares va a requerir un gasto energético y para que se efectúe la contracción es necesario un estímulo nervioso que ponga en marcha los procesos de contracción muscular. La energía muscular se transforma, por tanto, en trabajo mecánico (desplazamiento) y en calor que se disipa (Córdova, 2003).

1.2.2 MECANISMO DE LA CONTRACCIÓN MUSCULAR

La contracción muscular se inicia en el sistema nervioso central al producirse los impulsos nerviosos que, transmitiéndose a través de los nervios motores, llegan a las fibras musculares (Figura 3). La unión entre la fibra nerviosa motora, que sale de la médula espinal, y las fibras musculares a las que inerva se denomina placa motora. La placa motora es la unión neuromuscular y el número de fibras musculares que se une a cada fibra nerviosa es distinto en cada músculo. También existen variaciones interindividuos, siendo uno de los factores que va a determinar la mayor o menor capacidad de generar fuerza (Martínez González-Moro, 2002).

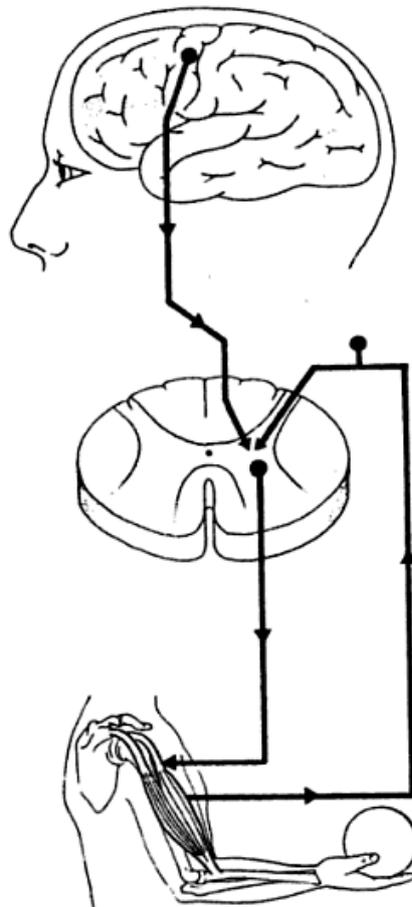


Figura 3. *Vías de activación del movimiento flexión codo (Bosco, 2000).*

El impulso del nervio motor alcanza el final de este en la sinapsis (unión neuromuscular), donde los transmisores químicos (acetilcolina) son segregados. Esto causa la despolarización de la membrana muscular siendo transportado el estímulo a lo largo de las fibras por el sistema tubular T. La despolarización viaja a lo largo del sistema tubular T en ambas direcciones llegando al retículo sarcoplásmico, donde los iones de calcio activan el sistema transportador. Este calcio viaja dentro de la célula muscular en grandes cantidades. El vertido de calcio estimula la contracción muscular, produciendo la unión de la tropomiosina con la troponina formando el complejo troponina-tropomiosina. Esto causa cambios que hacen que los puentes cruzados de los filamentos de miosina reaccionen con los filamentos de actina (Figura 4).

Las cabezas de los filamentos de miosina están desunidas de los de actina en reposo. Cuando el músculo estimula las cabezas de los filamentos de miosina, estos se unen a los de actina provocando una tensión muscular y por tanto fuerza en la contracción. Este fenómeno hace que los filamentos de actina se enrosquen y traccionen sobre los de miosina. Cuando ambos filamentos se unen, el ADP y el fosfato se encuentran en la cabeza de la miosina, y esta se orienta hacia la miosina. En este momento la cabeza (S-1) se une al filamento de actina con un ATP. La miosina ATPasa descompone el ATP en ADP y un fosfato más la energía para poder reorientar a la cabeza de miosina hacia un nuevo ángulo y reaccionar en un nuevo lugar activo con la molécula actina. Este proceso se repite y los filamentos de actina se volverán a enroscar produciéndose el mismo proceso. Finalmente el impulso cesará, el calcio dejará de ser activado y será retomado por el retículo sarcoplásmico, el complejo troponina-tropomiosina cubrirá el lugar activo de la actina y el

músculo volverá a su estado de reposo (Córdova, 2003; Guyton, 2001; Ortiz Cervera, 1996).

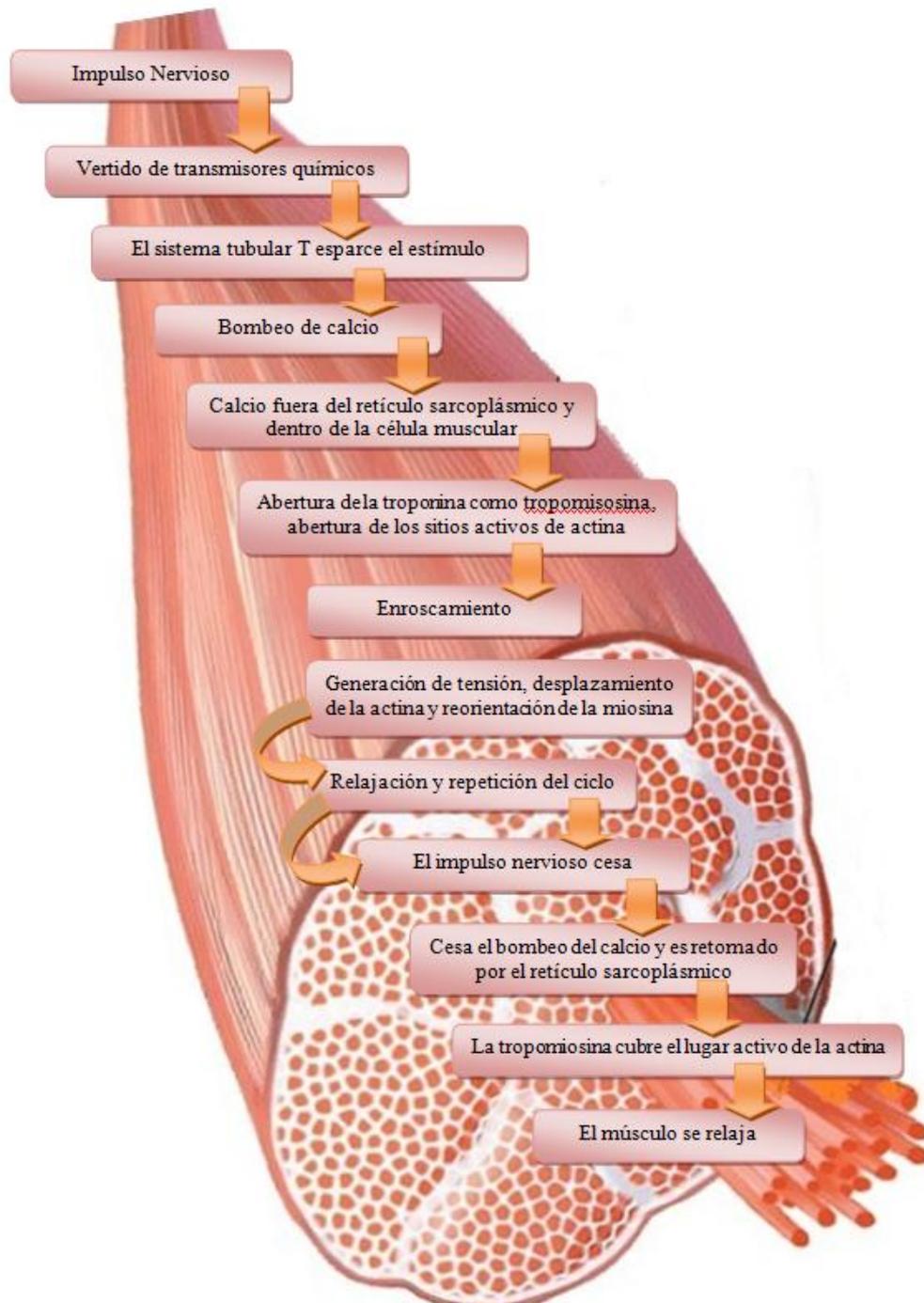


Figura 4. Mecanismo de la contracción muscular (Adaptado de Ortiz Cervera 1996).

La unidad motora es el conjunto de fibra nerviosa y fibras musculares de ella dependiente, sigue el principio de “todo o nada”, todas las fibras musculares de una placa motora se contraen sincrónicamente. Cuando llega un estímulo suficiente, con un potencial de acción adecuado se contraen todas las fibras dependientes de la fibra nerviosa estimulada. La respuesta global del músculo se regulará dependiendo del número de unidades motoras que se contraen simultáneamente y, lógicamente, del tamaño del músculo. También dependerá del tiempo entre un estímulo y el siguiente, esta unión entre los estímulos de las diferentes unidades motoras constituye el fenómeno del reclutamiento. Las primeras fibras en ser reclutadas son las de contracción lenta y después las de contracción rápida, estas últimas tienen axones más grandes (Ortiz Cervera, 1996).

Al músculo esquelético también se le llama estriado por la imagen que presenta al estudio microscópico al disponerse sus fibrillas en paralelo. Las miofibrillas están formadas por componentes más pequeños (los miofilamentos) que están dispuestos de forma ordenada y consisten en cadenas moleculares de proteínas. El aspecto estriado obedece al hecho de que existen dos tipos fundamentales de miofilamentos: los de actina (más finos y transparentes) y los de miosina (más gruesos y de trazado más oscuro). Cuando el músculo se contrae los filamentos de actina se desplazan y se sitúan entre los de miosina, por lo que las fibras musculares se acortan y se engrosan (Gardner, 2001).

Komi (1992) realizó una clasificación de los distintos tipos de fibras musculares:

1. Fibras de contracción lenta (tipo I o ST): son muy resistentes a la fatiga. Poseen un bajo contenido en glucógeno y un alto contenido mitocondrial. Bajo nivel de producción de fuerza (ver Tabla II).
2. Fibras de contracción rápida (tipo IIA): son fibras con un alto contenido de enzimas glicolíticas y oxidativas. Poseen un nivel de producción de fuerza relativamente elevado.
3. Fibras de contracción rápida (tipo IIB o FT): son sensibles a la fatiga, con un alto contenido en glucógeno y bajo contenido mitocondrial. Poseen un nivel de producción de fuerza elevado.
4. Fibras intermedias: son intermedias entre el tipo I y el tipo II, reaccionan ante contracciones rápidas y lentas.

Tabla II. Factores estructurales de las fibras musculares.

PROPIEDAD	TIPO ST	TIPO FT
Actividad de la ATPasa miofibrilar	↓	↑
Actividad enzima mitocondrial	↑	↓
Actividad enzimas glucogenolítica	↓	↑
Contenido de glucógeno	=	=
Contenido de mioglobina	↑	↓
Densidad capilar	↑	↓
Velocidad de contracción	↓	↑
Resistencia a la fatiga	↑	↓

Según esto las fibras tipo I o lentas poseerán una mayor resistencia al esfuerzo que las tipo II o rápidas. En cada músculo coexisten ambos grupos de fibras en proporciones variables, según el tipo de músculo y también con una amplia variación interindividuos (Astrand, 1986).

1.2.3 TIPOS DE FUERZA

Existen numerosas divisiones y formas de clasificar la fuerza. Si tenemos en cuenta que la fuerza viene dada por una contracción muscular, podremos encontrar dos tipos de fuerza según se produzca o no movimiento:

-Contracciones estáticas o **isométricas**, cuando la resistencia supere a la fuerza ejercida. Habrá un esfuerzo muscular pero físicamente no se habrá generado trabajo, al no existir aceleración ni desplazamiento.

-Contracciones dinámicas o **anisométricas**, cuando la fuerza ejecutada sea mayor que la resistencia ofrecida. Existirá movimiento de los distintos segmentos corporales. Dentro de estas podemos distinguir entre:

C. D. Concéntricas: cuando la contracción del músculo provoque acortamiento de su origen e inserción. La acción motora que lleva el músculo desde su máximo estiramiento al máximo acortamiento (realizando la máxima contracción) se denomina “contracción concéntrica completa”. Si el músculo no empieza el trabajo (contracción) en su longitud máxima o no alcanza su acortamiento máximo, la contracción se define “contracción concéntrica incompleta”. Esta última contracción puede ser realizada con el músculo situado ya en acortamiento: en este caso se hablará de “contracción concéntrica incompleta breve”, o bien, si el comienzo de la contracción se efectúa partiendo del máximo estiramiento pero sin llegar a alcanzar el máximo acortamiento durante el trabajo, la contracción toma el nombre de “contracción concéntrica incompleta larga”.

C. D. Excéntricas: Las contracciones excéntricas se producen cuando la tensión desarrollada en el músculo es menor que la resistencia externa y por lo tanto el músculo se alarga (Bigland-Ritchie y Woods, 1976). La acción motora que lleva el músculo desde su máximo acortamiento al máximo alargamiento (realizando la máxima elongación) se denomina “contracción excéntrica completa”. Si el músculo no alcanza su alargamiento máximo, la contracción se define “contracción excéntrica incompleta”. Esta última contracción puede ser realizada con el músculo situado ya en acortamiento: en este caso se hablará de “contracción excéntrica incompleta breve”, o bien, si el comienzo de la contracción se efectúa partiendo de la máxima contracción pero sin llegar a alcanzar el máximo alargamiento durante el trabajo, la contracción toma el nombre de “contracción excéntrica incompleta larga”.



Figura 5. Tipos de contracciones dinámicas (www.cienciaonline.com).

Las contracciones dinámicas generarán a su vez dos tipos de fuerza diferenciados:

-Fuerza Isocinética: donde la velocidad del movimiento es constante en todos sus puntos.

-Fuerza Isotónica: donde la velocidad del movimiento es variable y la resistencia a vencer es fija.

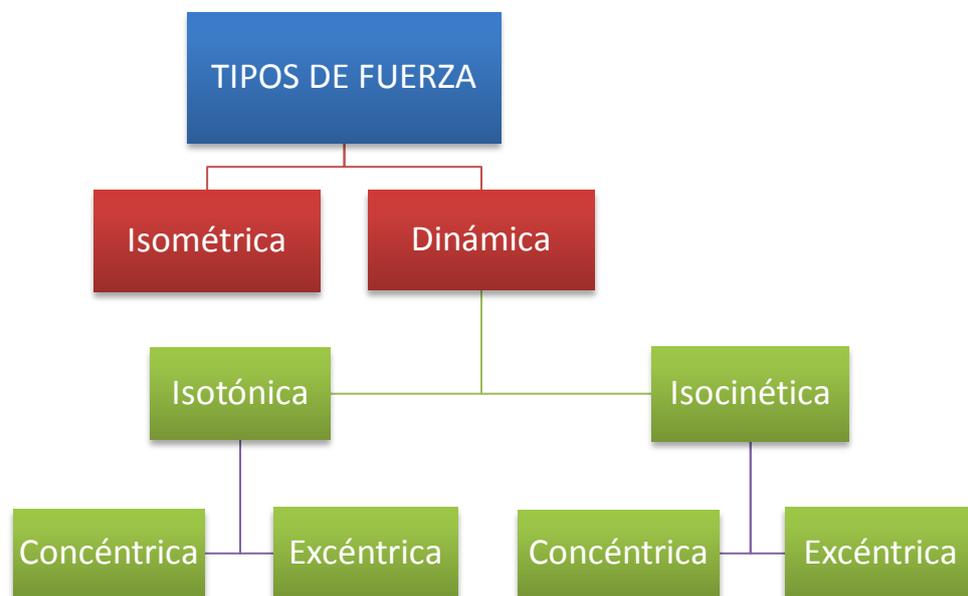


Figura 6. Tipos de fuerza en función del movimiento que producen.

Diversos autores (Ehlenz et al., 1990; Córdova, 2003; Koeppen et al. 2006) consideran que la fuerza básica puede dividirse en tres manifestaciones:

- **Fuerza máxima:** Capacidad para alcanzar la máxima fuerza posible. es la fuerza más elevada que el sistema neuromuscular se halla en situación de desarrollar mediante una contracción voluntaria a una resistencia dada.

- **Fuerza explosiva:** Capacidad de alcanzar la fuerza en el menor tiempo posible.
- **Fuerza resistencia:** Capacidad para mantener la fuerza el máximo tiempo posible o repetirla muchas veces. Carga y velocidad mantienen unos valores medios y constantes respecto a un periodo de tiempo relativamente largo. En este caso, aparte la intervención muscular, resulta necesario el apoyo orgánico o bien la funcionalidad cardiocirculatoria y respiratoria.

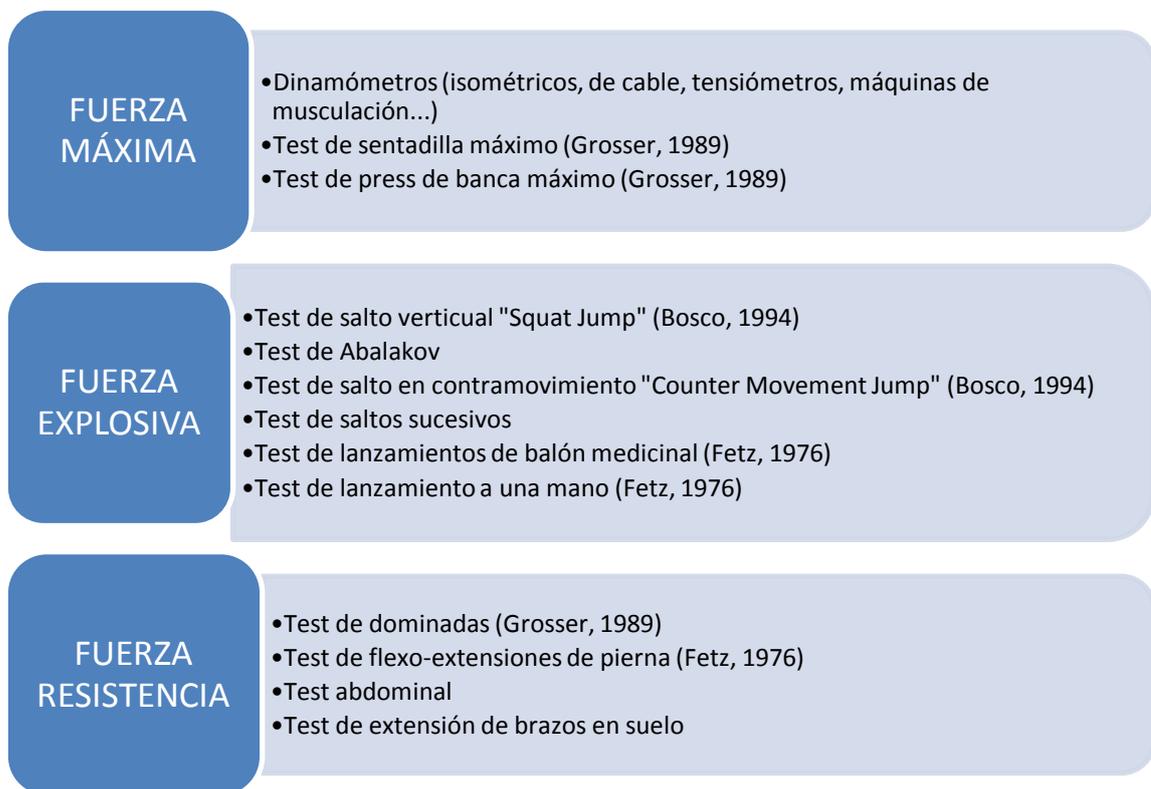


Figura 7. Test específicos de valoración en función del tipo de fuerza.

1.2.3.1 PECULIARIDADES DEL TRABAJO EXCÉNTRICO

Komi y Buskirk (1972) demostraron que las contracciones excéntricas tienen la capacidad de generar más fuerza que las concéntricas. Según Schmidbleicher y Buhle (1987) este incremento puede ser de hasta un 30% más que la fuerza máxima isométrica. Para Blimkie (1993), no solo son capaces de generar mayor tensión mecánica, sino que su coste metabólico es menor en comparación con las concéntricas (indicado por el costo de oxígeno).

Cuando las fibras musculares se contraen de forma voluntaria, sólo la mitad de las cabezas de miosina se unen sobre los filamentos de actina. Sin embargo, si al mismo tiempo de producirse la contracción, la musculatura está estirada, se observa que nuevas cabezas de miosina refuerzan esa contracción para ayudar a soportar la tensión demandada (Piazzesi et al. 2007).

Durand et al. (2003) observaron que el trabajo excéntrico, al compararlo con el trabajo isométrico y el concéntrico, presentaba valores inferiores para parámetros como frecuencia cardíaca, lactato en sangre o incluso la presión arterial.

Está ampliamente aceptado que el desarrollo del trabajo excéntrico ayuda tanto en la prevención de lesiones musculares (Garret, 1990; Proske y Morgan, 2001; LaStayo et al., 2003), como en la prevención y recuperación de tendinopatías (Stanish et al., 1986; Alfredson et al., 1998).

1.2.4 FACTORES CONDICIONANTES DE LA FUERZA

La fuerza que una persona es capaz de manifestar depende de varios factores:

a) *Palancas.*

El cuerpo humano está integrado, entre otras cosas, por un elevado número de palancas (Figura 8) las cuales permiten desarrollar trabajo mecánico en diversas magnitudes. La palanca consta de un brazo de resistencia y otro de potencia, se puede determinar que cuanto más alejado se encuentra la aplicación de la resistencia, tanto mayor será necesario el desarrollo de fuerza. Por el contrario, cuanto mayor sea el brazo de fuerza o potencia, tanto menor será la necesidad de aplicar fuerza tanto para mantener o desplazar una oposición (Wildmore, 2007).

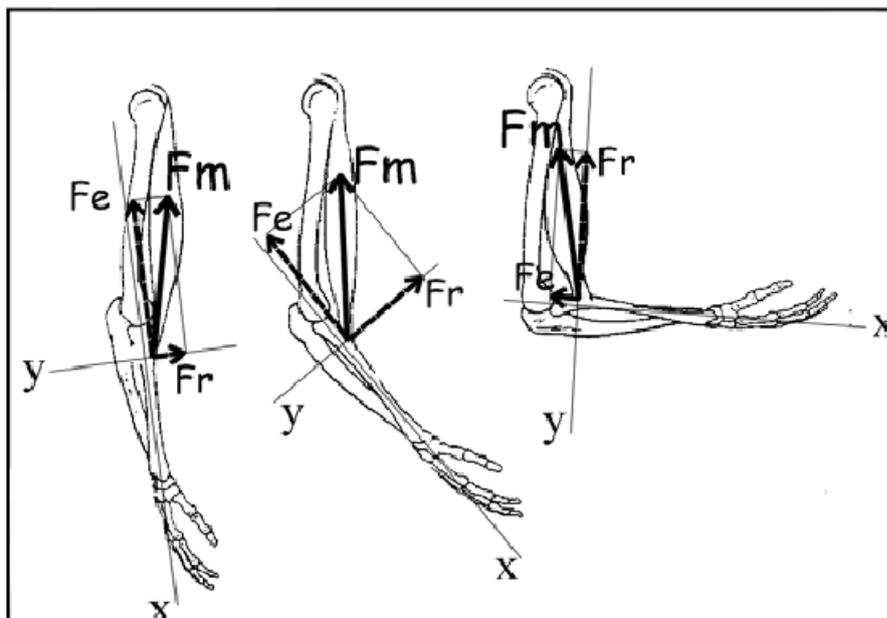


Figura 8. Modelo vectorial movimiento flexo-extensión codo (Williams y Lissner, 1962).

Los músculos sufren una variación de sus posibilidades para producir fuerza a lo largo del recorrido articular. Entre otros factores, el ángulo de inserción va variando, el grado de pre-estiramiento también y las dos componentes de fuerza que realiza el músculo (estabilizante y rotación) adquieren diferentes valores (Williams y Lissner, 1962).

b) Masa Muscular.

Existe un alto coeficiente de correlación entre la masa corporal y la capacidad de elevar peso. Esta correlación se manifiesta con distintos índices de fuerza a medida que se incrementa el peso corporal, lo que determina que las personas de menor peso corporal presentan mayor fuerza relativa en relación a los pesos superiores (Wildmore, 2007).

c) Sexo y Edad.

Cuando partimos de la consideración de la fuerza muscular en relación al sexo, podemos determinar que en las más tiernas edades prácticamente no existen diferencias de fuerza muscular entre los niños y niñas. Los pequeños, cualquiera que sea su sexo, no aumentan su fuerza muscular debido al entrenamiento. A partir de los 8-9 años esto puede ocurrir, pero por una mejor coordinación intra e intermuscular. Los niños en estos casos están mejor capacitados técnicamente para el manejo tanto de cargas exógenas como también del propio cuerpo: son "más fuertes". En cambio con el incremento de la dinámica de la secreción hormonal que se empieza a producir aproximadamente a los 12-13 años y con la finalización de la mielinización, la fuerza muscular se incrementa sensiblemente. Esto se destaca especialmente en el caso de los varones, los cuales se distancian de las jóvenes en cuanto a la fuerza muscular, especialmente por la secreción de la testosterona, con mayor hipertrofia

muscular. En otras palabras: la dinámica de la actividad hormonal constituye un factor preponderante y diferencial entre ambos sexos (Wildmore, 2007).

La hipertrofia en las niñas se detiene aproximadamente a los 13 años, mientras que en los varones ésta se sigue incrementando hasta aproximadamente los 18-19 años de edad (Hegedüs, 2008). Estos valores hay que destacarlos en personas que no se entrenan. Sin embargo con un sistemático entrenamiento para el desarrollo de la fuerza, esta se puede seguir incrementando hasta aproximadamente pasados los 30 años de edad. A partir de los 50 años la fuerza empieza a decrecer, y según algunos autores la disminución de la fuerza debe asociarse a la paulatina atrofia de la masa muscular, con una pérdida de hasta un 60% de los valores de la magnitud inicial, con desaparición de motoneuronas y de las fibras musculares de contracción rápida (Asmusen, 1973; Costill, 1994).

d) Tipo de Fibra muscular.

Existe elevada correlación entre la fuerza muscular con el tipo de fibra muscular que entra en juego en la actividad. Estas fibras también son decisivas para los velocistas, de ahí podemos comprender que la masa muscular fuerte también presenta elevada velocidad de contracción, mientras que por el otro lado el velocista está capacitado para desarrollar elevados niveles de tensión muscular. Existe además un óptimo nivel de correlación entre el desarrollo de fuerza muscular y la superficie del corte transversal de la masa muscular, hecho que explica el significativo desarrollo de los distintos grupos musculares de los mejores velocistas del mundo. De todas maneras la magnitud de la fuerza a desarrollar depende también de factores cuantitativos, es decir, además

del adecuado tipo de fibra muscular, también dicha capacidad estará supeditada a la cantidad de fibras musculares que pueden entrar en actividad (Koeppen, 2006).

e) Motivación emocional.

Los estudios realizados en este campo han podido demostrar que la máxima fuerza muscular voluntaria se puede expresar o manifestar solamente hasta un 60-70% de la máxima capacidad. Sin embargo distintos factores emocionales como la responsabilidad ante una situación estresante, miedo, desesperación, etc., pueden elevar los niveles hasta un grado insospechado para la persona involucrada. Esto sin embargo también responde a factores funcionales, es decir, la motivación produce la movilización de fibras musculares (del grupo II) las cuales en situaciones normales no son estimuladas (Hettinger, 1976, 1980, 1990).

f) Temperatura corporal.

Está demostrada la relación entre la temperatura y el rendimiento muscular. Petrofsky (2005) realizó un ensayo sobre 7 personas que se encontraban en tanques de agua a distintas temperaturas y registró una considerable reducción de la frecuencia de la EMG en las que se encontraban a menor temperatura. Por tanto el clima y las condiciones desfavorables mermarán la capacidad intrínseca del músculo para desarrollar fuerza.

g) Estado de preparación o entrenamiento.

Tanto la fuerza como la masa muscular, y por tanto la capacidad para producir fuerza explosiva es mucho mayor en atletas entrenados que en personas sin preparación (Ojanen et al., 2007).

1.2.5 MÉTODOS DE VALORACIÓN DE LA FUERZA

1.2.5.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS.

Basándonos en la Memoria para optar al grado de doctor presentada por Miranda Mayordomo (2011), observamos que los intentos de valoración de la fuerza muscular tienen más de un siglo de antigüedad. Para ello se disponía fundamentalmente de pruebas manuales y se comenzaban a desarrollar máquinas dinamométricas rudimentarias. Fue con la aparición de cuadros paralíticos secundarios a poliomielitis cuando surgió la necesidad de acercarnos a la posibilidad de cuantificar la fuerza desarrollada por determinados grupos musculares (ver Tabla 3).

La capacidad de desarrollar tareas físicas constituye una dimensión extraordinariamente importante para nuestra realización como seres humanos; por ello, no es extraño que su pérdida o disminución sea una de las causas fundamentales de deterioro de la calidad de vida.

De esta forma se comenzó a utilizar una escala puramente cualitativa, escala de Lowett, que definía la función muscular según seis posibles categorías: normal, buena, regular, mala, vestigios de actividad y parálisis completa¹. Siguiendo esta línea de actuación se hicieron nuevas aportaciones intentando mejorar la calidad de la medida. Herry y Florence Kendall describen en los años 30 una escala de medida de la función muscular basada en expresar la fuerza muscular en porcentaje con respecto al músculo normal.

En 1946 Lucille Daniels, Marian Williams y Catherine Worthingham desarrollaron un método de medida, la Escala de Daniels, que califica la

función muscular en función de seis niveles, numerados de “0” a “5”, otorgando a cada uno de ellos una cualidad concreta del movimiento, lo cual intentaba mejorar la reproductibilidad interobservador de la medida.

Un complemento a esta escala fue propuesto por Kendall y Kendall en 1950 y consistía en añadir unos subniveles a la escala de Daniels, cifrados con signos “+” y “-“, para utilizarlos como estados intermedios entre dos niveles consecutivos.

Estas aportaciones son dignas de mención ya que han superado el paso del tiempo y siguen siendo plenamente utilizadas en la clínica diaria si bien es obvio citar que deben de tener un campo de utilización muy concreto ya que no pueden ser consideradas como valoraciones cuantitativas de la función muscular y tienen una baja sensibilidad (Bohannon, 1992 y 2005) y muy escasa capacidad discriminativa cuando la fuerza de un músculo determinado supera el grado 3 de la escala de Daniels.

De forma paralela al desarrollo de estas pruebas manuales de función muscular surgió la aplicación de máquinas, evidentemente rudimentarias, para medir la carga que podía ser desplazada por la acción de un grupo muscular. Así surgen los intentos de Martin y Lowett para medir la fuerza utilizando balanza de resorte y los de Hill mediante la utilización de sistemas de poleas. A mediados de siglo, Watkins y De Lorme postulan un método de medida basado en la determinación de la máxima resistencia que un grupo muscular era capaz de desplazar a lo largo de todo el arco articular.

Pero el avance definitivo en la valoración de la función muscular tiene lugar en 1967. En dicho año dos publicaciones alumbran un nuevo concepto de ejercicio muscular. Hislop y Perrine (1967) en *Physical Therapy & Thistle* (1967) y en *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* plantean las bases teóricas del ejercicio isocinético, que con el paso de los años llegará a constituirse en el verdadero pilar de la valoración muscular.

Será posteriormente cuando el desarrollo tecnológico pueda poner en manos de los clínicos máquinas dinamométricas capaces de realizar medidas más válidas y reproducibles que los test manuales (Schwartz, 1992).

A continuación resumimos de forma cronológica los métodos de evaluación de la fuerza muscular (Tabla III).

Tabla III. Cronología de los distintos métodos de evaluación de la fuerza muscular.

MÉTODOS DE EVALUACIÓN DE LA FUERZA MUSCULAR		
MANUALES	Escala de Lowett (1912)	
	Escala de Daniels (1942)	
	Escala de Kendall (1950)	
TEST ESPECÍFICOS	Tests de Bosco (1994)	
	Tests Pliométricos (1982)	
DINAMOMÉTRICOS	ISOMÉTRICOS	Dinamómetro de García Fraguas (1897) y Zander (1904)
		Dinamómetro Jamar de presión de Bechtol (1954)
	ISOCINÉTICOS	Ergómetro Isocinético de Levyn y Gimán (1927)
		Primeros dinamómetros en España (1990)
ELECTROMIOGRAFÍA	Introducida por Adrián y Bronk (1929)	
	Weddel (1942) estudió enfermedades neuromusculares con este método	

1.2.5.2 DINAMOMETRÍA ISOCINÉTICA.

La dinamometría isocinética es una técnica cuya utilidad se basa en la posibilidad de valoración del estado de la musculatura y de las articulaciones y en su utilización como máquinas de entrenamiento y recuperación de la fuerza. Las indicaciones principales son la prevención y tratamiento de lesiones, detección de alteraciones musculares y entrenamiento específico de grupos musculares aislados.

La dinamometría isocinética es la técnica que estudia la fuerza muscular ejercida dinámicamente, en un rango de movimiento a velocidad constante (Gálvez et al., 1993; Huesa y Carabias, 1996; García y Garcés, 1997).

Estos aparatos se han utilizado en la rehabilitación (Figura 9), especialmente de la rodilla, para realizar ejercicios dinámicos, concéntricos y excéntricos, en los que se consigue hacer trabajar todo el potencial de fuerza del músculo, en todos los grados del arco de movimiento. Una de las ventajas importantes de los dinamómetros modernos es la posibilidad de objetivar, en una gráfica, las curvas de fuerza/arco de movimiento y relacionar los valores obtenidos, en un momento dado, con los de la otra extremidad, con una exploración anterior o comparando los de grupos musculares antagonistas. Los isocinéticos tienen dos posibilidades de uso: la primera como una máquina de musculación, sofisticada y versátil, que en manos de fisioterapeutas sirve para ayudar y mejorar la rehabilitación de lesiones articulares. La segunda posibilidad es la de ser un instrumento preciso para la evaluación de la función muscular y valoración articular (Chandler, 1992).

El ejercicio isocinético puede ser utilizado con el fin de cuantificar la capacidad de un grupo de músculos para generar una fuerza o momento torsional, también como modalidad de ejercicio para restablecer el nivel de fuerza pre-lesional de un grupo muscular (García y Garcés, 1997).

Nuestro grupo de investigación ha realizado numerosas aportaciones y estudios relacionados con la isocinesia, como los de Fernández De Gea (2011), Peiró Garrigues (2010), Pinto Pereira (2008), Martínez-Herrada Fernández (2004) o Martín-Gil García (1999).



Figura 9. *Ejemplo de dinamómetro isocinético.*

1.2.5.3 DINAMOMETRÍA ISOMÉTRICA.

La valoración isométrica de la fuerza muscular consiste en determinar mediante un dinamómetro, células de carga, plataformas de fuerza u otros utensilios, la fuerza que un músculo o grupos muscular es capaz de desarrollar mediante una contracción muscular isométrica (García Manso, 1999).

Según Bosco (2000), la utilización en el pasado de dinamómetros capaces de medir la fuerza isométrica (instrumentos de cable, muelle, etc.), no proporcionó informaciones suficientemente válidas sobre el comportamiento dinámico de los músculos examinados.

Sin embargo, desde hace unos 15 años, se han ido validando aparatos y protocolos con dinamómetros isométricos, convirtiendo este método de valoración en uno de los más usados. Aun así cuenta con defensores y detractores:

-Entre las ventajas destaca su simplicidad de uso, su reproductibilidad y seguridad, su bajo coste y la necesidad de poca experiencia técnica para su uso (Kolber y Cleland, 2005).

-Entre los inconvenientes de su utilización destacaremos:

- 1) Poca relación con el rendimiento deportivo que requiera gastos dinámicos y de potencia (Wilson et al., 1993).
- 2) Poca sensibilidad (Baker et al., 1994).
- 3) Poco discriminantes (Wilson y Murphy, 1996).
- 4) No es un indicador válido para sobreentrenamiento (Fry et al., 1994).

Según Kolber y Cleland (2005), la dinamometría isométrica es un método válido y fiable que puede utilizarse para la evaluación de la fuerza, siempre que:

- a) el probador y dispositivo estén adecuadamente estabilizados.
- b) exista una adhesión al protocolo de prueba.
- c) el dispositivo esté en posición perpendicular al segmento de la extremidad testada.
- d) se repitan las medidas con el mismo dispositivo.
- e) se lleven a cabo los ensayos apropiados para lograr el mejor valor representativo.

La medición de la fuerza isométrica nos permite acceder a una variada cantidad de información sobre la ya tradicional de la determinación del pico máximo de fuerza. Algunos de estos parámetros los podemos resumir en los siguientes:

- Picos máximos de fuerza
- Picos puntuales de fuerza
- Gradientes de fuerza
- Impulsos de fuerza
- Fatiga de fuerza por contracción
- Fatiga de fuerza en función del número de repeticiones y a la duración de la recuperación.

A continuación (Tabla IV) mostramos la tabla de valoración dinamométrica separada por género y lado que García Manso (1999) introdujo en su libro “La Fuerza”.

Tabla IV: Ejemplo de valoración dinamométrica de los flexores del codo (García Manso 1999).

Valoración dinamométrica de los músculos flexores del brazo.

EDAD	HOMBRES		Mujeres	
	Brazo Derecho	Brazo Izquierdo	Brazo Derecho	Brazo Izquierdo
	Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)
6-7	32.5 (4.8)	30.7 (5.4)	28.6 (4.4)	27.1 (4.4)
8-9	41.9 (7.4)	39.0 (9.3)	35.3 (8.3)	33.0 (6.9)
10-11	53.9 (9.7)	48.4 (10.8)	49.7 (8.1)	45.2 (6.8)
12-13	58.7 (15.5)	55.4 (16.9)	56.8 (10.6)	50.9 (11.9)
14-15	77.3 (15.4)	64.4 (14.9)	58.1 (12.3)	49.3 (11.9)
16-17	94.0 (19.4)	78.5 (19.1)	67.3 (16.5)	56.9 (14.0)
18-19	108.0 (24.6)	93.0 (27.8)	71.6 (12.3)	61.7 (12.5)
20-24	121.0 (20.6)	104.5 (21.8)	70.4 (14.5)	61.0 (13.1)
25-59	120.8 (23.0)	110.5 (16.2)	74.5 (13.9)	63.5 (12.2)
30-34	121.8 (22.4)	110.4 (21.7)	78.7 (19.2)	68.0 (17.7)
35-39	119.7 (24.0)	112.9 (21.7)	74.1 (10.8)	66.3 (11.7)
40-44	116.8 (20.7)	112.8 (18.7)	70.4 (13.5)	62.3 (13.8)
45-49	109.9 (23.0)	112.8 (18.6)	62.2 (15.1)	56.0 (12.7)
50-54	113.6 (18.1)	100.8 (22.8)	65.8 (11.6)	57.3 (10.7)
55-59	101.1 (26.7)	101.9 (17.0)	57.3 (12.5)	47.3 (11.9)
60-64	89.7 (20.4)	83.2 (23.4)	55.1 (10.1)	45.7 (10.1)
65-69	91.1 (20.6)	76.8 (19.8)	49.6 (9.7)	41.0 (8.2)
70-74	75.5 (21.5)	64.8 (18.1)	49.6 (11.7)	41.5 (10.2)
+75	65.7 (21.0)	55.0 (17.0)	42.6 (11.0)	37.6 (8.9)

1.3 ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE (EMGs).

1.3.1 FUNDAMENTOS.

La electromiografía (EMG) es una técnica electrofisiológica que registra la actividad eléctrica muscular, y por tanto constituye una extensión de la exploración física y prueba la integridad del sistema motor (Gutierrez Rivas et al., 2000).

La electromiografía se puede realizar de dos formas: introduciendo unas agujas finas en el interior del músculo, a través de la piel, o colocando unos electrodos adheridos a esta. A esta última forma se le denomina electromiografía de superficie (EMGs).

Se puede decir que la EMGs es el análisis electromiográfico que permite recoger la señal eléctrica de un músculo en un cuerpo en movimiento (Soderberg y Cook, 1984; Soderberg y Knutson, 2000), aunque también es aplicable al estudio de acciones estáticas y posturales. Se parte de la base de que la activación muscular implica:

- Una difusión iónica previa dentro del músculo, la cual genera un campo eléctrico a su alrededor proporcional a la concentración iónica. Este campo eléctrico es detectado mediante los electrodos de EMG.
- Una consecuente respuesta mecánica debida al momento articular generado por la fuerza que realiza el músculo al contraerse.

La electromiografía convencional fue introducida por Adrián y Bronk en 1929. Uno de los primeros reportes clínicos del estudio de enfermedades neurológicas con este método lo realizó Weddel en 1944. La actividad eléctrica registrada en el músculo estriado en estado de reposo y durante la contracción muscular, o sea, el registro de las variaciones de voltaje producidas por las fibras musculares como expresión de la despolarización de sus membranas, es el objeto de estudio de la electromiografía (Álvarez Fiallo, 2006).

La finalidad principal de este tipo de medida es conocer la actividad de uno o varios músculos en una acción concreta. Ello incluye:

- Determinar, en cada instante, si el músculo está activo o inactivo.
- Saber qué grado de actividad muestra durante los períodos en que se halla activo.
- Conocer qué tipo de relación o interacción mantiene con el resto de músculos implicados en la acción que se va a estudiar (concepto de coordinación intermuscular).

Para poder identificar los instantes y períodos en que se produce la activación de los diferentes músculos en una determinada acción dinámica, es fundamental sincronizar el registro electromiográfico con el de otros sistemas de medición que aporten datos cinemáticos. Estos sistemas suelen implicar la utilización de cámaras, electrogoniómetros u otros elementos de registro con sus correspondientes programas informáticos, y proporcionan valores de posición, velocidad y aceleración. Por otro lado, se puede complementar el estudio con

sistemas de análisis de fuerzas, también denominados cinéticos, como son la podometría y la plataforma de fuerzas. Por ello, la EMGs forma parte y se ha introducido como elemento importante del análisis biomecánico (Soderberg y Cook, 1984; De Luca y Mambrito, 1987).

Está demostrado que la señal electromiográfica está relacionada con la tensión muscular o fuerza ejercida por un músculo, pero es difícil de definir cuantitativamente. A priori, podríamos esperar una relación directa entre EMG y fuerza, ya que la actividad eléctrica del músculo está determinada por el número de fibras y su frecuencia de excitación, los mismos factores que determinan la fuerza muscular (Claris y Cabri, 1993).

1.3.2 METODOLOGÍA DE LA EMGs.

Para este apartado nos basamos en el trabajo de Nuria Massó et al. (2010) sobre las aplicaciones de la EMGs en el deporte.

Para aplicar correctamente este aparato es importante una buena preparación del paciente y la aplicación de una buena técnica. Dividiremos la EMGs en tres fases (fase previa, de registro y de procesado).

a) Fase previa

1. Preparación del individuo e información previa. Es preciso informar adecuadamente al individuo sobre el procedimiento que seguiremos durante la sesión de registro y de algunos aspectos del estudio, como los objetivos, la utilidad y posibles aplicaciones del mismo. Es necesario obtener su consentimiento informado firmado, conforme al cual el individuo manifiesta haber sido informado así como su aprobación e interés en la obtención del registro. Según el estudio, también será necesario obtener parámetros antropométricos como el peso y la talla.
2. Preparación de la piel. Hay que reducir la impedancia existente con el fin de obtener una señal eléctrica de calidad. Para ello, es aconsejable el afeitado y la limpieza con alcohol.
3. Colocación de los electrodos. La ubicación adecuada será la línea media del vientre muscular, entre la unión mio-tendinosa y el punto motor. Para ello, existen guías publicadas en las que conviene basarse

para asegurar una correcta metodología (SENIAM). Es muy importante mantener siempre la misma localización en los diferentes individuos y en los diferentes registros practicados a un mismo individuo, dado que la señal registrada varía en función de la zona del músculo sobre la que colocamos los electrodos (De Luca, 1997). También es conveniente mantener una distancia inter-electrodo óptima.

Asimismo, debe intentar evitarse el fenómeno denominado *cross-talk*, que consiste en la contaminación de la señal procedente del músculo estudiado por la de otros músculos cercanos. Para ello hay que evitar las zonas adyacentes a otros músculos y testear bien la actividad del músculo que registramos. Otra contaminación posible de la señal eléctrica corresponde a la actividad cardíaca, aunque existen programas encaminados a eliminarla.

Adicionalmente, hay que colocar un electrodo de referencia lejos de la zona de registro y en un tejido eléctricamente neutro. Para ello se suelen escoger zonas próximas a un plano óseo, como por ejemplo la diáfisis tibial o el tobillo en nuestro caso.

-ELECTRODOS DE SUPERFICIE (Figura 10).

Ventajas:

- Permiten un registro global del músculo.
- No son invasivos.
- No presentan limitaciones en cuanto a la superficie estudiada ni al tiempo de registro.

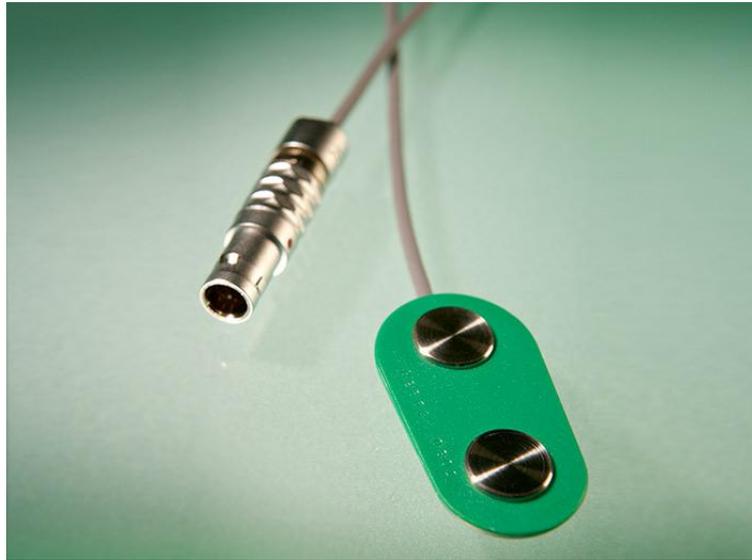


Figura 10. *Electrodo de superficie.*

Inconvenientes:

- Sólo posibilitan el estudio de la musculatura superficial.
- Precisan de una correcta preparación de la piel.
- Se obtienen trazados con un espectro de frecuencias más bajo.

-ELECTRODOS INTRAMUSCULARES.

Ventajas:

- Menor grado de preparación de la piel.
- Permiten un registro más localizado del músculo.
- Posibilitan el estudio de musculatura superficial y profunda.
- Captan un espectro de frecuencias más alto.

Inconvenientes:

- Son invasivos.

b) Fase de registro

1. Obtención de la contracción voluntaria máxima (CVM). Es necesaria para la normalización de los trazados obtenidos respecto a la actividad máxima de aquel músculo y en aquel individuo. De esta forma, nos permite comparar diferentes registros de sujetos distintos. Con este fin, generalmente se obtienen tres contracciones isométricas máximas de 6 segundos, con un breve descanso entre ellas, que nos servirán para calcular un promedio de los periodos intermedios de las tres. Así, se podrá comparar entre valores no absolutos.
2. Registro. Es la fase de adquisición de la señal electromiográfica correspondiente a la acción o gesto a estudiar.

c) Fase de procesado

1. Procesado de la señal. Hay que preparar la señal obtenida directamente (señal bruta o *raw signal*) con el fin de que sea fácilmente observable y analizable. El tipo de procesado dependerá del tipo de análisis que nos interese hacer del trazado. Esencialmente se realizan dos tipos de análisis: el de amplitudes y el de frecuencias.

1.4 ACTUALIZACIÓN BIBLIOGRÁFICA SOBRE LA VALORACIÓN DE LA FUERZA DE BICEPS Y TRICEPS.

Revisando la literatura internacional y las bases de datos encontramos múltiples ensayos basados en los distintos métodos de valoración de la fuerza. A continuación mostramos una relación, agrupándolos entre los que usan la EMG (Tablas VI-A y VI-B) y los que usan cualquier otro método de valoración.

En cuanto a los que no usan la EMG (Tabla V), la mayoría de ellos lo han hecho sobre sujetos sanos o deportistas, usando como herramienta de valoración principal tanto dinamómetros (isométricos o isocinéticos) como RMN, TAC, ecografía, mediciones antropométricas, etc.

Tabla V. Estudios sobre la fuerza bíceps/tríceps que NO usan EMG.

AUTOR	MÉTODO	POBLACIÓN	APORTACIONES
LIN CHIN-CHO et al. (2010)	-Dinamómetro isocinético	21 colegiales jugadores de beisbol con epicondilitis	-La relación bíceps/tríceps concéntrica predice lesiones en el codo.
DE CARLI (2009)	-D. isocinético	26 atletas	-El protocolo de ejerc. Isocinéticos tras cirugía del tendón del bíceps obtiene resultados satisfactorios.
LOWNDES et al. (2009)	-RMN	826 sujetos (18-39 años)	-Relación edad/masa muscular: la edad no limita la respuesta al entrenamiento en este rango de población
IKEGAWA et al. (2008)	-D. isocinético -Lanzamiento de peso -Press banca -Ecografía	32 culturistas 20 levantadores de peso olímpicos	-Relacionaron la fuerza con la sección transversal del músculo y el ángulo de peneación
MILIAS (2008)	-Dinamómetro manual motorizado	25 atletas varones	-Probó la excelente validez y reproductibilidad de este aparato.
DRURY et al. (2006)	-D. isocinético	11 varones	-Relacionó velocidad de contracción con fuerza CON/EXC del bíceps: La musculatura se adapta mejor al aumento de velocidad en los ejercicios EXC que en los CON
BURNS et al. (2005)	-Dinamómetro manual	20 tetrapléjicos	-Relacionaron la velocidad angular y cantidad de fuerza desarrollada en las distintas técnicas de medición.
YANAGI et al. (2003)	-D. isocinético -Mediciones antropométricas	12 varones (19-24 años)	-Estimular eléctricamente a los antagonistas al desarrollar un ejerc. puede ser eficaz para aumentar la masa muscular y la fuerza.
KLEIN et al. (2003)	-RMN	6 sujetos (+80 años)	-El número de fibras musculares del bíceps no disminuye con la edad, sino por cuestiones propias de la falta de entrenamiento
TERZIS et al. (2003)	-D. isocinético -Biopsia muscular	13 hombres estudiantes de CAFD	-Relacionaron composición fibras del tríceps con su capacidad para mejorar el rendimiento del lanzamiento tras un entrenamiento
MILLER et al. (1993)	-TAC	8 hombres y 8 mujeres	-Claras diferencias en la fuerza entre géneros por mayor grosor de fibras musculares en hombres

En cuanto a los que usaron la EMG como método principal, una gran parte optó por la dinamometría como medida complementaria a su estudio, aplicando las mismas a pacientes de todo tipo, tanto sanos como con enfermos (PBO, PCE, tetraplégicos,..)

Tabla VI-A. Estudios sobre la fuerza bíceps/tríceps que usan EMG.

AUTOR	MÉTODO	POBLACIÓN	APORTACIONES
SHEFFLER et al. (2012)	-EMG/EMGs -Dinamometría superficie	21 pacientes con PBO	-La hiperactividad cabeza larga bíceps está asociada a la contractura en flexión
BRAENDVIK et al. (2012)	-EMGs -D. Isocinético -D. isométrico	21 pacientes con PCE	-La coactivación no interviene en la debilidad muscular en PCE y no limita la modulación de la fuerza
YASUDA et al. (2012)	-iEMG + ejercicios CON/EXC	10 jóvenes	-Los ejercicios concéntricos con restricción del flujo sanguíneo provoca cambios en el tamaño del músculo
RANTALAINEN et al. (2012)	-EMG	12 hombres	-Existe relación Fuerza-EMG: Existe afectación de la señal neurológica al usar EMG multicanal
DE VARGAS et al. (2011)	-EMGs -Dinamometría manual	24 tetraplégicos	-Existe relación Fuerza del M. Superior/EMG con las pruebas funcionales y la independencia
PEREIRA et al. (2011)	-EMG	30 voluntarios (18-30 años)	-El calor del microondas disminuye la fuerza de flexión del codo, la actividad eléctrica y los signos de fatiga en el bíceps
BAZZUCCHI et al. (2011)	-D. isométrico -EMG	14 hombres (23-26 años)	-La cafeína mejora el rendimiento muscular. Existe un aumento de la velocidad de conducción y del reclutamiento de unidades motoras
DARTNALL et al. (2011)	-EMG + ejercicios isométricos y excéntricos	8 voluntarios (22 años)	-Después de 1 sesión de ejerc. Excéntricos aumenta la sincronización entre unidades motoras y existen cambios en la actividad durante la reparación y regeneración del daño muscular
DALTON et al. (2010)	-EMG	6 ancianos (80 años) 6 jóvenes (24 años)	-Con la vejez disminuye la actividad de las unidades motoras, pero no la velocidad contráctil
ZUNIGA et al. (2010)	-EMGs	5 hombre y 5 mujeres (24 años)	-Defiende la necesidad de estandarizar la colocación de los electrodos (paralelos o perpendiculares) para normalizar datos y que los estudios puedan ser comparados
GAUCHE et al. (2009)	-EMGs	10 voluntarios	-Los ejercicios excéntricos de alta y baja intensidad inducen la misma reducción de la capacidad de fuerza máxima. La fatiga periférica fue similar

Tabla VI-B. Estudios sobre la fuerza bíceps/tríceps que usan EMG (continuación).

AUTOR	MÉTODO	POBLACIÓN	APORTACIONES
COLSON et al. (2009)	-EMGs	25 voluntarios	-El entrenamiento con electroestimulación es más eficiente que el entrenamiento voluntario para mejorar la Fuerza, tanto isométrica como dinámica
KAMIMURA et al. (2009)	-EMG		-La acomodación del tríceps al desarrollar ejercicios repetidos favorece el desarrollo de la fuerza
HEARN et al. (2009)	-D. isométrico -EMG		-Al cambiar la forma de colocación del paciente (posición de silla invertida) disminuye el rendimiento neuromuscular, la frecuencia cardíaca y la presión
NICOLAS et al. (2008)	-EMG -D. isométrico	16 varones	-El ritmo circadiano no tiene influencia sobre la fuerza muscular
HEINZEL et al. (2008)	-EMG	5 voluntarios	-Una activación del tríceps precede siempre a un rápido movimiento de flexión del codo.
DOHENY (2008)	-EMG -D. isométrico		
OJANEN et al. (2007)	-EMG -Ecografía	32 atletas 28 voluntarios	-La fuerza, masa muscular y la capacidad de producción de fuerza explosiva es mucho mayor en atletas entrenados.
BECK et al. (2007)	-D. isocinético -EMG	70 hombres	-No existieron cambios significativos tras dos días de entrenamiento isométrico en bíceps/tríceps
PETROFSKY et al. (2005)	-D. isométrico -EMG	7 varones (agua a T ^o diferente)	-Existe reducción de la frecuencia de la EMG al disminuir la temperatura
NAITO (2004)	-EMG		-Analizó las contracciones recíprocas entre el bíceps braquial y el supinador largo.
EVETOVICH et al. (2003)	-EMG -MMG -D. isocinético	18 voluntarios	-El estiramiento muscular perjudica el rendimiento y disminuye la fuerza
PAGE et al. (2003)	-EMGs	20 voluntarios	-Análisis electromiográfico flexo-extensión codo. La actividad flexora aumentaba con el peso.
SUTER et al. (2002)	-EMGs	16 pacientes con cervicalgia C5/6/7	-La manipulación disminuye la inhibición muscular y aumenta la fuerza del bíceps a corto plazo
RAINOLDI et al. (1999)	-EMG -Dinamómetro	10 varones	-Estudió la velocidad de contracción del bíceps al 10%, 20%, 50% y 70% de la CVM y su repetibilidad entre sujetos.
GRANT et al. (1997)	-EMG	15 carniceros	-Estudio biomecánico sobre actividad muscular cortando carne

2. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1 JUSTIFICACION DEL ESTUDIO.

Debido al momento socio-económico que estamos viviendo, el modelo de austeridad en la gestión de los recursos ha acabado imponiéndose. El campo científico biomédico no podía ser una excepción, por lo que en los últimos años venimos observando una tendencia al desarrollo y experimentación con métodos de valoración y diagnóstico más asequibles, aunque igualmente fiables y reproducibles.

La electromiografía de superficie (EMGs) y la dinamometría isométrica portátil se han consolidado como dos de los medios más usados a la hora de investigar la función muscular y el desarrollo de la fuerza a cualquier nivel (Ojanen et al., 2007; Colson et al., 2009). Podemos considerarlas como dos técnicas de evaluación objetiva que se encuentran al alcance de los estudiosos del aparato locomotor, ya sean médicos, fisioterapeutas o profesionales de la educación física y el deporte, pero que es necesario profundizar en su conocimiento, posibilidades y limitaciones.

Al revisar la literatura científica se detecta, en los últimos 20 años, un sustancial incremento de estudios que basan su metodología en intentar relacionar parámetros fisiológicos (conductividad, fatiga, etc.), biomecánicos (fuerza máxima, velocidad, momento, etc.), emocionales (motivación, estado anímico...), ambientales (distintos medios y temperaturas), químicos (respuesta a distintas sustancias: cafeína, creatina...), conductuales (calentamiento previo, estiramiento...), etc. A la hora de seleccionar la población diana los criterios han sido muy diversos, desde pacientes con PBO, PCE, tetraplégicos, atletas, ancianos

y niños, hasta voluntarios con un determinado rango de edad o sexo determinado.

Incluso algunos autores han usado estos métodos de valoración como herramientas predictivas de algunos tipos de miopatías (Van den Belt et al., 2006; Back et al., 2008) y polineuropatías diabéticas (Meijer, 2008).

Con todo ello se echa en falta la presencia de trabajos que estudien la actividad electromiográfica y la dinamometría isométrica en población sana y que sirvan de referencia para otros estudios. Con esta aportación pretendemos profundizar en el conocimiento electromiográfico y dinamométrico de la flexo/extensión del codo. Siguiendo la línea de otros estudios, y al trabajar sobre una población homogénea, podremos determinar el efecto de la lateralidad y el género sobre la fuerza isométrica.

También analizaremos la relación entre los grupos musculares antagonistas que intervienen en la flexo-extensión del codo, así como su capacidad para desarrollar varios ejercicios con distintas cargas.

Todos nuestros datos podrán ser tomados como referencia en futuros estudios del codo que pretendan indagar más sobre estas u otras variables, o usados a modo de comparativa con otro grupo de población determinada, especialmente con la que practica actividades físico deportivas específicas y las que padecen las secuelas de determinadas lesiones o enfermedades.

2.2 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.

La hipótesis de nuestro trabajo es la siguiente:

La aplicación de la dinamometría isométrica digital en la flexo-extensión del codo tiene una buena fiabilidad, mientras que los registros electromiográficos del bíceps y tríceps braquial mantienen unas características constantes independientes de la dominancia y del sexo de los sujetos. Así mismo existen peculiaridades relacionadas con el tipo de ejercicio realizado (concéntrico o excéntrico), que permitirá obtener parámetros de referencia para el uso de estas técnicas en la valoración de dicha musculatura.

Para ello planteamos los siguientes objetivos:

1. Determinar la variabilidad inter e intraobservador de la dinamometría isométrica en la musculatura flexo-extensora del codo.
2. Analizar la fuerza isométrica de los flexoextensores del codo y determinar la relación entre grupos musculares antagonistas.
3. Describir el comportamiento electromiográfico de superficie del bíceps y tríceps braquial en diferentes posiciones y con distintas cargas.
4. Establecer la influencia del sexo y lateralidad de los sujetos sobre la actividad electromiográfica y la fuerza isométrica.

3. MATERIAL Y MÉTODO

3.1 PROCEDIMIENTO GENERAL

Este trabajo lo hemos estructurado en dos secciones:

A.- Valoración de la repetitividad y de la variabilidad de las valoraciones isométricas de las mediciones de la fuerza del bíceps y tríceps braquial con MicroFET 3.

A.1.- Variabilidad intraobservador

A.2.- Variabilidad interobservador

B.- Determinaciones electromiográficas y dinamométricas de la musculatura flexoextensora del codo.

B.1.- Análisis electromiográfico de la fuerza máxima isométrica de bíceps y tríceps a 90° de flexión.

B.2.- Análisis electromiográfico de la fuerza dinámica concéntrica y excéntrica de esta musculatura.

A.1.- Variabilidad intraobservador

Participaron 23 sujetos sin antecedentes lesionales en las extremidades superiores. Todos ellos eran diestros, físicamente activos y no tenían experiencia previa en evaluaciones isométricas.

Se utilizó el medidor de fuerza isométrica MicroFET3 (Hoggan Health Industries, Inc., Draper, UT) con un rango de mediciones entre 3,6-890 N; y cinchas para estabilizar el dinamómetro y ayudar a ofrecer la resistencia.

El proyecto fue aprobado por la comisión de bioética de la Universidad de Murcia. Después de rellenar un cuestionario con sus datos personales y de ser informados sobre los objetivos, características y posibles molestias de las exploraciones firmaron el correspondiente consentimiento informado.

Para establecer las diferencias interdía e intrasujeto todos los participantes fueron evaluados en dos ocasiones distintas, separadas una semana, por un mismo explorador y en un orden aleatorio. El evaluador y los sujetos desconocían los valores de las exploraciones previas.

Se usó la modalidad “*make test*” en la cual el sujeto realiza la máxima fuerza contra el dinamómetro unido a una resistencia fija. Posición en decúbito supino, brazo apoyado en la camilla, y codo a 90 grados, soporte del dinamómetro en el tercio distal del antebrazo mantenido con una cincha unida a una resistencia fija.

Realizaron 3 contracciones máximas de 5 segundos de duración, separadas 10 segundos, para la musculatura flexora (F) y extensora (E) de derecha (D) e izquierda (I). Se seleccionó el mejor valor para cada grupo muscular y lado.

El análisis de los datos se realizó usando el programa estadístico SPSS (v19) y las unidades de fuerza se expresan en Newton. Para cada variable se obtuvo su valor medio y desviación típica. La variabilidad test-retest se describe usando la comparación de medias mediante test T de Student para datos pareados, el coeficiente de correlación intra clase (CCI) (Bland y Altman, 1990).

A.2.- Variabilidad interobservador.

Con la misma sistemática de la variabilidad intraobservador se realizaron por evaluadores (A y B) dos evaluaciones de cada sujeto. Todos los participantes fueron valorados por los dos examinadores en un orden aleatorio y con una separación mínima de una hora. Ni los evaluadores ni los evaluados conocían los datos obtenidos en las evaluaciones previas de ninguno de los participantes.

Al igual que en el apartado A.1. el análisis de los datos se realizó usando el programa estadístico SPSS (V19) y expresando las unidades de fuerza en newton. Para cada variable obtuvimos su valor medio y la desviación típica. La variabilidad test-retest se describe usando la comparación de medias mediante test T de Student para datos pareados, el coeficiente de correlación intra clase (CCI) (Bland y Altman, 1990).

B.- Determinaciones electromiográficas y dinamométricas de la musculatura flexoextensora del codo.

Se utilizaron otros 23 sujetos, distintos a los de la fase A, a los que se les sometió a las siguientes evaluaciones.

B.1.- Análisis electromiográfico de la fuerza máxima isométrica de bíceps y tríceps a 90° de flexión.

Con los sujetos en posición en decúbito supino, el brazo apoyado en la camilla, y el codo a 90 grados de flexión se coloca el soporte del dinamómetro en el tercio distal del antebrazo mantenido con una cincha inextensible anclada a una resistencia fija. Se usó la modalidad “*make test*” en la cual el sujeto realiza la máxima fuerza contra el dinamómetro unido a dicha resistencia fija.

Se realizaron tres intentos máximos de cinco segundos de duración, animando verbalmente a los voluntarios, tanto para el lado dominante (D) como para el no dominante (ND). Primero se valoró el bíceps y después el tríceps de cada lado, recogiendo la fuerza máxima y el trazado electromiográfico de esos cinco segundos para cada intento.

Desde el registro electromiográfico se obtuvo el valor de la Contracción Voluntaria Máxima (CVM), que se utilizará para la relativización de los otros valores electromiográficos.

B.2.- Análisis electromiográfico de la fuerza dinámica concéntrica y excéntrica de la musculatura flexo-extensora del codo. Se realiza en tres situaciones para cada lado: sin carga, con una mancuerna de 1Kg y con una mancuerna de 3 Kg. El procedimiento es el mismo en las tres situaciones.

Desde una posición de partida con el sujeto tumbado decúbito supino en la camilla, con el codo y el antebrazo apoyado sobre la misma se realizó un movimiento de flexo-extensión del antebrazo sobre el brazo dividido en cuatro fases de 5 segundos de duración cada una. La primera fase, estática, con el codo extendido; la segunda fase dinámica, desde la posición de máxima extensión a la máxima flexión; la tercera fase, estática, manteniendo la máxima flexión y la cuarta fase, dinámica, recuperando la extensión completa. Se registró la señal electromiográfica durante los 20 segundos.

3.2 POBLACIÓN.

3.2.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN.

Como criterios de inclusión establecimos:

- Jóvenes mayores de 18 años.
- Sin antecedentes patológicos o lesiones de la extremidad superior.
- Activos físicamente aunque sin entrenamiento específico de musculación de la extremidad superior.

Todos los sujetos del estudio aceptaron y cumplieron el consentimiento informado.

Se descartaron sujetos con luxación de hombro, roturas musculares, fracturas de muñeca, miopatías, usuarios habituales de salas de musculación, practicantes de baloncesto, waterpolo y tenis.

3.3 MATERIAL

3.3.1 DINAMÓMETRO ISOMÉTRICO MICROFET 3.

Para medir los valores de fuerza máxima usamos el dinamómetro isométrico MicroFET 3 de Hoggan Health Industries.

Este modelo de fiabilidad contrastada (Bohannon, 1999; Beenakker et al., 2001) es sensible a cambios de 0.4 N. Aplicando el umbral correcto y dependiendo del tipo de fuerza ejercida, es capaz de registrar fuerzas superiores a 900 N.



Figura 11. *MicroFET 3 de Hoggan Health Industries.*

3.3.2 ELECTROMIÓGRAFO DE SUPERFICIE BIOMETRICS

Utilizamos el electromiógrafo de superficie Biometrics EMG® (Biometrics UK) que es un microordenador portátil de 8 canales con una conversión analógica/digital (A/D) de 13 bit, un Common-Mode Rejection Ratio (CMRR) de 110 dB y un filtro de banda de 8–500 Hz. La frecuencia de muestreo se programó a 1.000 Hz para transferir las señales analógicas a digitales para su procesamiento informático.

Se usaron electrodos bipolares de 20 mm. de distancia entre electrodos (modelo SX230, Biometrics).



Figura 12. *Electromiógrafo de superficie Biometrics SX230.*

3.3.3 MATERIAL ANTROPOMÉTRICO.

Para realizar las mediciones antropométricas nos basamos en el protocolo de valoración de la composición corporal para el reconocimiento médico-deportivo de la Federación Española de Medicina del Deporte (FEMEDE), publicado en 2009 por Alvero Cruz et al. en Archivos de Medicina del Deporte.

3.3.3.1 BÁSCULA.

Usamos una báscula SECA con 100 gramos de precisión (Figura 13) para establecer el peso corporal de los voluntarios.



Figura 13. *Báscula y Tallímetro de precisión SECA.*

3.3.3.2 TALLÍMETRO.

Utilizamos un tallímetro SECA de 1 mm de precisión (Figura 13) para determinar la altura de los voluntarios.

3.3.3.3 PLICÓMETRO.

Para tomar los pliegues grasos de bíceps y tríceps (Figura 14) usamos un Plicómetro Holtain de 1 mm de precisión (Figura 15).



Figura 14. Toma de pliegues grasos de bíceps y tríceps.



Figura 15. Plicómetro.

3.3.3.4 CINTA MÉTRICA.

Utilizamos una cinta métrica metálica inextensible HOLTAIN de 1 mm de precisión para tomar tanto los perímetros del brazo contraído.



Figura 16. *Longitud del brazo.*



Figura 17. *Perímetro brazo contraído.*



Figura 18. *Cinta Métrica Holtain.*

3.3.4 MANCUERNAS.

Utilizamos un juego de mancuernas de 1kg. y 3kg. para el desarrollo de los distintos ejercicios dinámicos con carga.



Figura 19. *Juego de mancuernas de 1kg. y 3kg.*

3.4 OBTENCIÓN DE LA FUERZA MÁXIMA.

La fuerza máxima se obtuvo tras tres intentos máximos en los que se animaba verbalmente al participante para que empujara con toda su fuerza contra el dinamómetro MicroFET 3 según se ha descrito en el procedimiento general.

Cada intento duraba 5 segundos y se dejaban 2 minutos entre intentos. Se realizó para los dos músculos y en ambos lados. Un explorador mantenía el dinamómetro en su posición y obtenía el valor de la fuerza máxima. Un segundo explorador controlaba el tiempo y la posición del sujeto.

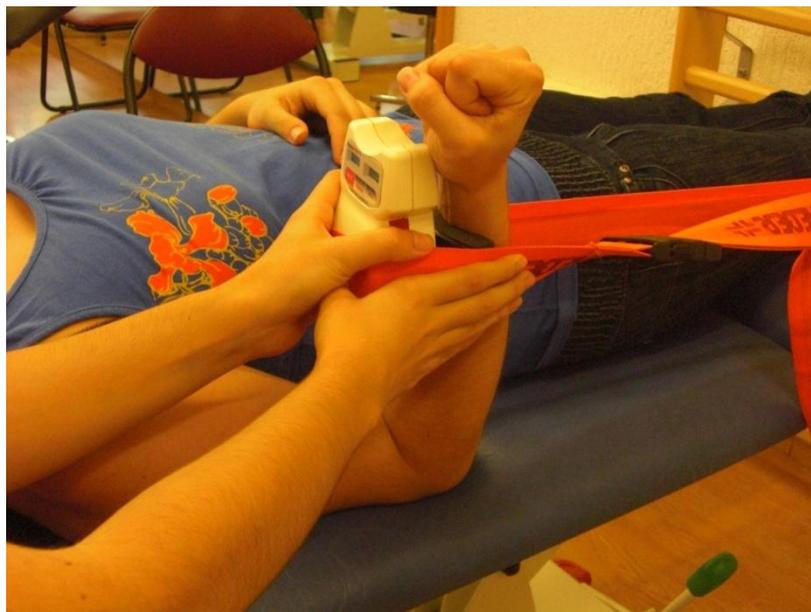


Figura 20. *Posición de obtención de la fuerza máxima.*

El mismo procedimiento se utilizó para cuantificar la fuerza máxima en las dos etapas del trabajo, estudio de la variabilidad y estudio de la actividad electromiográfica. Los datos electromiográficos obtenidos sirvieron para determinar la contracción voluntaria máxima (CVM).

3.5 OBTENCIÓN DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA.

Los electrodos con el preamplificador fueron colocados en los puntos motores de los músculos bíceps y el tríceps braquial de ambos brazos. Se fijaron a la línea media del vientre muscular con la superficie de detección perpendicular a las fibras musculares sugeridas por De Luca (1997), utilizando una cinta adhesiva de doble cara.



Figura 21. *Accesorios del EMGs.*

La toma de tierra se colocó en el tobillo izquierdo.

Tras colocar los electrodos se pidió a los participantes que realizaran diferentes movimientos para comprobar que la colocación de los electrodos y la calidad de la señal eran adecuadas. Los sujetos fueron instruidos para realizar los movimientos de flexión extensión del codo antes de realizar el registro de las señales y para familiarizarse con el protocolo a seguir y con los diferentes ejercicios.

La información de todos los preamplificadores se dirigió al sistema de adquisición de datos DataLINK (DLK900) que actuó como interfaz con el PC. La señal se transmitió vía *bluetooth*. Para el análisis de los datos se usó el software Biometrics Ltd data link (Versión 5.0).

Los datos recogidos fueron almacenados y analizados con posterioridad a su registro con utilizando el Biometrics Management Software.

Para obtener los valores de referencia inicial se determinaron los valores de la CVM a partir de tres intentos para cada lado y músculo analizado según se ha descrito anteriormente. Tras la recogida de las contracciones máximas los participantes descansaron cinco minutos antes del test funcional.

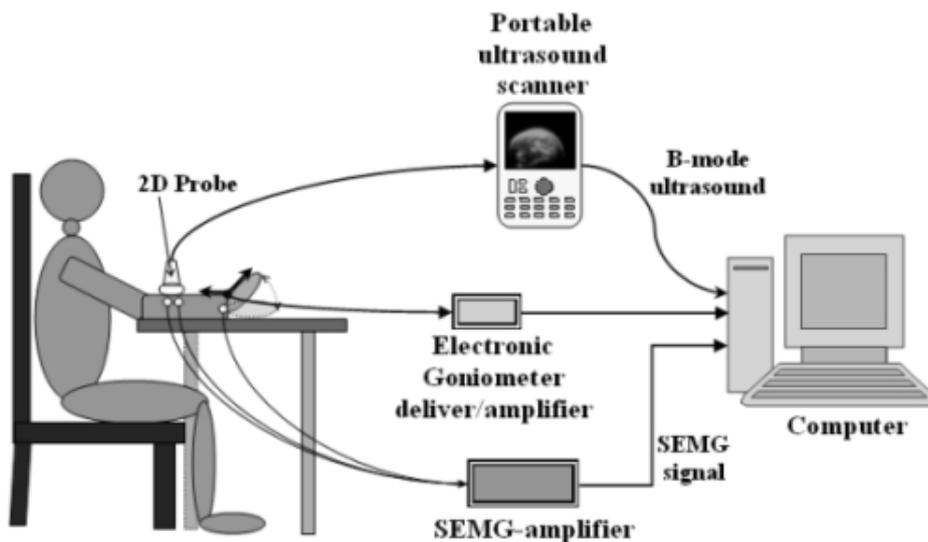


Figura 22. Diagrama de funcionamiento del EMGs (Huang QH, 2007).

3.6 ANÁLISIS DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA.

Para el análisis de los datos elegimos dos parámetros principales; amplitud y frecuencia. Todos los conjuntos de datos se filtraron usando la raíz cuadrada media (RMS) y filtros de frecuencia media.

Los ejercicios dinámicos se han dividido en cuatro fases:

- A: Previa en reposo.
- B: Movimiento de flexión.
- C: Máxima flexión.
- D: Movimiento de extensión.

De cada una de ellas se ha obtenido la amplitud máxima y su localización temporal y la amplitud media, en el tiempo analizado.

Las partes inicial y final de cada registro de señales fueron descartadas para evitar interferencias en su análisis.

Para el análisis de amplitud se utilizó un filtro de RMS constante de 100 ms y para filtro de frecuencias se usó el filtro de 64 Hz.

Las amplitudes máximas y medias de la EMGS obtenidas durante los ejercicios funcionales fueron normalizadas con el valor más alto de la CVM y se expresaron como porcentaje de CVM (%CVM).

3.7 MÉTODO ESTADÍSTICO



El análisis estadístico se realizó mediante el paquete SPSS 19.0 para Windows (SPSS® Inc., Chicago, IL), a partir de los datos introducidos mediante la hoja de cálculo EXCEL.

Previamente a la realización de los estudios se comprobó la normalidad de los valores mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra. En las variables que seguían una distribución normal se emplearon pruebas paramétricas para su análisis.

Se ha realizado la descripción de cada variable cualitativa con la distribución de frecuencias y el cálculo de los parámetros característicos. En las variables cuantitativas se determinaron la media, desviación típica y el rango (valores mínimos y máximos). También se determina el coeficiente de variación (CV) de cada variable mediante la ecuación $CV = \text{desviación típica} / \text{media} \times 100$.

En el apartado de fuerza máxima usamos el coeficiente de correlación intraclase (CCI) para estudiar la variabilidad intra e interobservador. Las unidades de fuerza se expresaron en newton.

Para comparar los valores medios obtenidos entre las dos evaluaciones se realizó una prueba *T de Student* para datos pareados. El grado de relación entre variables cualitativas se realizó mediante el coeficiente de correlación de *Pearson* (*r*). La relación entre variables cuantitativas se estudió mediante correlación lineal simple. El nivel de significación estadística se estableció en $p < 0.05$, $p < 0.01$ y $p < 0.001$.

4. RESULTADOS

4.1 ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD.

4.1.1 VARIABILIDAD INTRAOBSERVADOR E INTERDÍA.

Se ha realizado con un grupo de 20 sujetos (16 varones y 4 mujeres) con una media de 20,2 años (rango 19-23), sin antecedentes de lesión en las extremidades superiores. Todos ellos eran diestros, físicamente activos y no tenían experiencia previa en evaluaciones isométricas. De cada persona se ha obtenido el valor máximo del pico de fuerza para cada movimiento y lado. A partir de ellos se ha calculado el cociente extensores/flexores.

En la tabla VII mostramos los valores medios y desviación típica de las dos evaluaciones junto a las medias de las diferencias entre observaciones. Al realizar la comparación de medias de datos relacionados no se aprecian diferencias significativas entre ellos. Tampoco se aprecian diferencias entre el lado derecho y el izquierdo para cada movimiento.

Tabla VII. Variabilidad intraobservador.

Movimiento	Primera evaluación	Segunda evaluación	Media de las diferencias	Diferencias datos pareados (t Student)
FLEXIÓN DERECHO	238,3 ± 43,5 N	233,5 ± 43,8 N	4,82 ± 41,44 N	No significativa
FLEXIÓN IZQUIERDO	222,23 ± 45,6 N	228,7 ± 43,9 N	13,51 ± 37,47 N	No significativa
EXTENSIÓN DERECHO	155,4 ± 36,8 N	146,7 ± 44,2 N	8,71 ± 33,26 N	No significativa
EXTENSIÓN IZQUIERDO	149,3 ± 34,1 N	145,6 ± 39,6 N	3,73 ± 29,05 N	No significativa
EXT/FLEX DERECHO	0,65 ± 0,11 N	0,63 ± 0,13 N	0,02 ± 0,12 N	No significativa
EXT/FLEX IZQUIERDO	0,67 ± 0,11 N	0,70 ± 0,13 N	-0,03 ± 0,13 N	No significativa

En la tabla VIII recogemos los coeficientes de correlación intraclase (CCI). Con el contraste T^2 (Hotelling) se comprueba la igualdad de las medias, obteniendo que no hay diferencias entre las dos exploraciones. Además se observa que el coeficiente de fiabilidad de Cronbach es alto para todos los grupos musculares ($> 0,7$); por lo que se puede afirmar que no existen diferencias entre las mediciones realizadas en ambas situaciones.

Tabla VIII. Contraste de Hotelling y CCI de la variación intraobservador.

Movimiento	Coefficiente alfa de Cronbach	Contraste T^2 Hotelling	CCI
Flexión Dominante	0,710	$F(1,19) = 0,271$ p $\leq 0,609$	$F(19) = 3,453$ p<0,005
Flexión No Dominante	0,788	$F(1,19) = 1,373$ p $\leq 0,256$	$F(19) = 4,716$ p<0,001
Extensión Dominante	0,800	$F(1,19) = 0,601$ p $\leq 0,123$	$F(19) = 4,994$ p<0,000
Extensión No Dominante	0,817	$F(1,19) = 0,330$ p $\leq 0,572$	$F(19) = 5,461$ p<0,000
Ext/Flex Dominante	0,805	$F(1,19) = 1,206$ p $\leq 0,286$	$F(19) = 5,138$ p<0,000
Ext/Flex No Dominante	0,709	$F(1,19) = 1,134$ p $\leq 0,3$	$F(19) = 3,440$ p<0,005

4.1.2 VARIABILIDAD INTEROBSERVADOR.

Para la variabilidad interobservador participaron dos evaluadores previamente entrenados (A y B); se usaron los mismos sujetos que para la variabilidad intraobservador y una metodología similar.

En la tabla IX se muestran los valores medios y desviación típica del pico de fuerza para cada grupo muscular y evaluador, junto a los valores medios de las diferencias de cada sujeto. Al realizar la comparación de medias de datos relacionados no se aprecian diferencias significativas entre ellos. Tampoco se aprecian diferencias entre el lado derecho y el izquierdo para cada movimiento y en cada observador.

Tabla IX. Variabilidad interobservadores.

Movimiento	Evaluador A	Evaluador B	Media de las diferencias	Diferencia datos pareados t Student
Flexión Derecho	236,5 ± 42,1 N	235,5 ± 45,4 N	1,09 ± 18,01 N	No significativa
Flexión Izquierdo	216,7 ± 43,7 N	214,7 ± 46,9 N	2,09 ± 18,98 N	No significativa
Extensión Derecho	154,4 ± 41 N	147,9 ± 39,8 N	6,22 ± 22,81 N	No significativa
Extensión Izquierdo	151,5 ± 38,4 N	143,6 ± 35 N	8,13 ± 18,69 N	No significativa

Se han obtenido las relaciones entre picos de fuerza de extensores y flexores para cada lado y evaluador expresados como cociente extensor/flexor (Tabla X), mostramos los valores medios, desviación típica y el coeficiente de variación. Observamos que no existen diferencias entre las medias de ambos evaluadores y que los coeficientes de variación de los mismos presentan valores inferiores al 20%, indicando una homogeneidad de los datos.

Tabla X. Valores medios, desviación típica y coeficiente de variación de las relaciones entre los picos de fuerza antagonistas.

Relación	Evaluador A		Evaluador B	
	Media + SD	CV	Media + SD	CV
Derecho	0,65 + 0,13	19,68 %	0,63 + 0,11	18,07 %
Izquierdo	0,70 + 0,13	18,23 %	0,67 + 0,11	16,13 %

En la tabla XI se presentan los coeficientes de correlación intraclase (CCI). Igual que en la variación intraobservador se aprecia además que con el contraste T^2 (Hotelling) no hay diferencias entre observadores. Además se observa que el coeficiente de fiabilidad de Cronbach es alto para todos los grupos musculares ($> 0,7$); por lo que se puede afirmar que no existen diferencias entre las mediciones realizadas en ambas situaciones.

El coeficiente de fiabilidad es alto para todas las variables y los CCI se muestran en la tabla XI.

Tabla XI. Contraste de Hotelling y CCI de la variación interobservador.

Movimiento	Coefficiente alfa de Cronbach	Contraste T ² Hotelling		CCI
Flexión Dominante	0,956	F(1,19) = 0,099 p ≤ 0,756	0,916	F (19) = 22,731 p<0,0001
Flexión No Dominante	0,954	F(1,19) = 0,203 p ≤ 0,658	0,912	F (19) = 21,790 p<0,0001
Extensión Dominante	0,916	F(1,19) = 1,635 p ≤ 0,216	0,845	F (19) = 11,934 p<0,0001
Extensión No Dominante	0,930	F(1,19) = 3,556 p ≤ 0,075	0,870	F (19) = 14,341 p<0,0001
EXT/FLEX Dominante	0,811	F(1,19) = 1,258 p ≤ 0,276	0,682	F (19) = 5,283 p<0,0001
EXT/FLEX No dominante	0,713	F(1,19) = 1,229 p ≤ 0,276	0,554	F (19) = 3,487 p<0,005

4.2 DETERMINACIONES ELECTROMIOGRÁFICAS Y DINAMOMÉTRICAS DE LA MUSCULATURA FLEXOEXTENSORA DEL CODO.

4.2.1. POBLACIÓN.

Este estudio se realizó sobre una población de 23 individuos sanos, estudiantes universitarios, de los cuales 12 eran mujeres y 11 varones. Encontramos 3 zurdos y 20 diestros (tabla XII y figura 23).

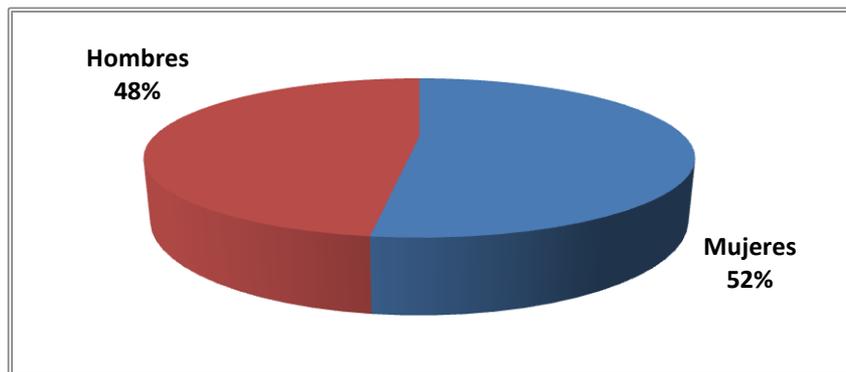


Figura 23. *Relación entre hombres y mujeres*

En la tabla XII mostramos los valores medios, desviación típica y rango de edad, talla e índice de masa corporal de los varones y mujeres participantes.

La edad media en los varones fue de 19.82 años y en las mujeres de 20.83 años, sin que existan diferencias significativas entre ambos grupos.

El peso corporal se situó en los varones entre 60.8 kg y 81 kg con un valor medio de 74.16 kg y en las mujeres entre 48 kg y 80.2 kg con un valor medio de 56.58 kg.

La talla abarca, en el grupo de hombres, desde 166.2 cm a 187 cm con una media de 178.34 cm, y en el de mujeres, desde 151 cm a 180 cm, con una talla media de 164 cm.

Tabla XII. Descripción de la edad, peso, talla e Índice masa corporal.

Sexo		Mínimo	Máximo	Media	Desv. Tip.
Hombre (n=11)	Edad (años)	19.00	23.00	19.82	1.17
	Peso (Kg)	60.80	81.00	74.16	6.68
	Talla (cm)	166.20	187.00	178.34	6.64
	IMC (Kg/m²)	19.19	26.24	23.31	1.79
Mujer (n=12)	Edad (años)	19.00	25.00	20.83	1.99
	Peso (Kg)	48.00	80.20	56.58	10.45
	Talla (cm)	151.00	185.00	164.00	8.81
	IMC (Kg/m²)	17.31	25.87	20.94	2.61

El índice de masa corporal (IMC) se situó en los varones entre 19.19 Kg/m² y 26.24 Kg/m², con una media de 23.31 Kg/m², y en las mujeres entre 17.31 Kg/m² y 25.87 Kg/m², siendo el valor medio de 20.94 Kg/m².

En la tabla XIII mostramos la clasificación de IMC, dividida por sexos según los criterios de la OMS. Como se puede observar, la mayoría de nuestra población se considera normal.

Tabla XIII. Distribución del IMC por sexos.

Sexo	IMC	Frecuencia	Porcentaje
Hombre (n=11)	Infrapeso (<18.5)	0	0
	Normal (18.5-24.99)	10	90.90
	Sobrepeso (≥25)	1	9.10
	Total	11	100
Mujer (n=12)	Infrapeso (<18.5)	2	16.66
	Normal (18.5-24.99)	9	75.00
	Sobrepeso (≥25)	1	8.34
	Total	12	100

En cuanto a la actividad física de los sujetos de estudio encontramos que el 52.2% no realizaba ningún deporte, el 34.8% practicaba actividad física que no implicaba los miembros superiores y el 13% natación. Al dividir estos datos por sexos observamos que un 67% de las mujeres no realizaba ninguna actividad física, frente al 37% de los varones (Figura 24).

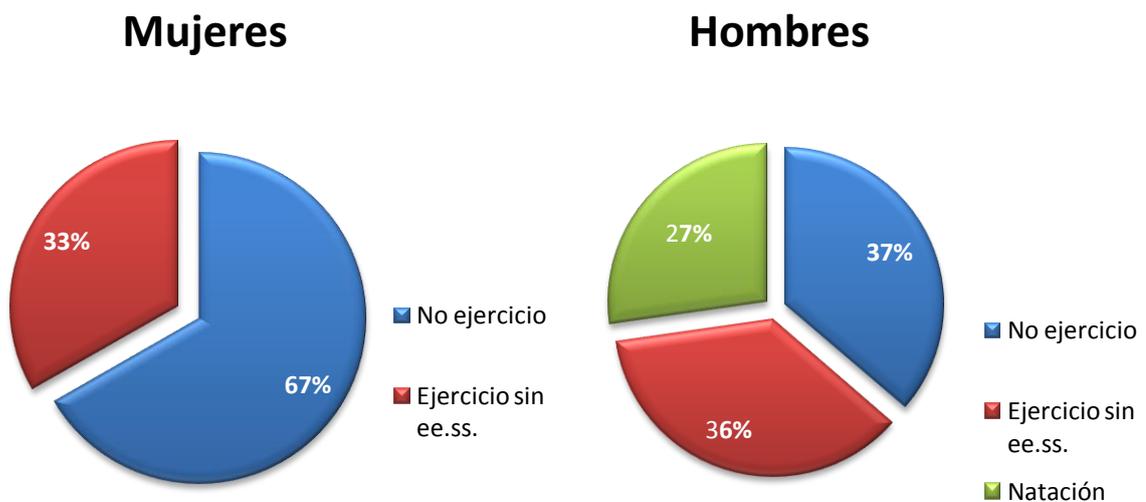


Figura 24. *Relación entre ejercicio físico y sexo de los voluntarios del estudio.*

El contorno del brazo (Tabla XIV) del lado dominante mostró valores en los hombres desde 25.5 cm a 35.5 cm con una media de 32.05 cm. En las mujeres estos valores alcanzaron desde 22 cm hasta los 28.8 cm con una media de 24.99 cm.

Del lado no dominante las medidas en los varones fueron desde 26.2 cm hasta 35 cm, con una media de 31.91 cm. Las mujeres por su parte mostraron valores desde 22 cm hasta 28.6 cm con una media de 25.01 cm.

Tabla XIV. Contorno del brazo por sexos (cm).

Sexo	Contorno Brazo	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Tip.	C.V. (%)
Hombre (n=11)	dominante	25.50	35.50	32.05	3.06	9.56
	no dominante	26.20	35.00	31.91	2.75	9.63
Mujer (n=12)	dominante	22.00	28.80	24.99	2.41	8.62
	no dominante	22.00	28.60	25.01	2.33	9.32

En la tabla XV mostramos la longitud del brazo de los voluntarios del estudio. Del lado dominante los hombres mostraron valores desde 29 cm a 36.5 cm con una media de 32.95 cm. En las mujeres estos valores alcanzaron desde 28.5 cm hasta 36.5cm con una media de 31.17 cm.

Del no dominante las medidas en los varones fueron desde 29 cm hasta 36 cm, con una media de 33.32 cm. Las mujeres por su parte mostraron valores desde 28 cm hasta 36.5 cm con una media de 31.13 cm.

Tabla XV. Longitud del brazo por sexos (cm).

Sexo	Longitud Brazo	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Tip.	C.V. (%)
Hombre (n=11)	dominante	29.00	36.50	32.95	2.07	6.27
	no dominante	29.00	36.00	33.32	2.04	6.12
Mujer (n=12)	dominante	28.50	36.50	31.17	2.07	6.64
	no dominante	28.00	36.50	31.13	2.19	7.02

Las medidas de este parámetro fueron muy homogéneas y no hallamos diferencias significativas ni entre lados ni entre géneros. Además el Coeficiente de Variación (C.V.) sostuvo valores entre 6% y 7%, lo que indica baja dispersión.

Realizamos con un plicómetro las mediciones sobre los pliegues grasos de bíceps y tríceps. En la tabla XVI mostramos los resultados de la población estudiada. Las mayores medidas se encontraron en el tríceps de ambos géneros, siendo más pronunciados en las mujeres, donde se alcanzaron valores de hasta 26 mm en el lado no dominante. Los valores grasos del bíceps fueron sensiblemente menores en ambos sexos.

No se apreciaron diferencias significativas en este parámetro atendiendo a la dominancia.

Tabla XVI. Pliegues grasos bicipital y tricípital (mm).

Sexo	Músculo	Pliegues	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Tip.	C.V. (%)
Hombre (n=11)	BICEPS	dominante	3.00	10.20	4.47	2.00	44.67
		no dominante	3.20	10.10	4.53	2.03	44.88
	TRICEPS	dominante	4.00	22	9.16	4.83	52.75
		no dominante	4.00	21.2	8.62	4.66	54.13
Mujer (n=12)	BICEPS	dominante	3.80	9.00	5.42	1.67	30.83
		no dominante	4.20	10.10	5.94	2.01	33.80
	TRICEPS	dominante	9.00	24.00	14.53	4.12	28.38
		no dominante	10.40	26.00	15.63	4.40	28.17

A partir de los datos del contorno total y de los pliegues grasos de bíceps y tríceps desarrollamos la tabla XVII de Contorno Corregido (ConCor):

$$ConCor = Contorno Total - Pliegue biceps - Pliegue triceps$$

Tabla XVII. Contorno corregido del brazo por sexos (cm).

Sexo	Contorno Corregido	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Tip.	C.V. (%)
Hombre (n=11)	dominante	24.80	34.15	30.68	3.00	9.78
	no dominante	25.44	33.75	30.59	2.68	8.76
Mujer (n=12)	dominante	20.48	26.32	23.00	2.09	9.11
	no dominante	20.54	25.76	22.85	2.01	8.81

No observamos diferencias de este parámetro entre los lados dominante y no dominante, pero sí en relación al género estudiado.

4.2.2. CORRELACIÓN VARIABLES ANTROPOMÉTRICAS GLOBALES.

Usamos el coeficiente de correlación r de Pearson para establecer relaciones entre los valores antropométricos globales, obteniendo que:

- ✓ La correlación entre *peso* y *talla* es significativa $r=0.844$ $p<0.001$
- ✓ La correlación entre *peso* e *IMC* es significativa $r=0.792$ $p<0.001$

4.3 ANALISIS DE LA FUERZA MÁXIMA

Realizamos los test de fuerza máxima a todos los sujetos de estudio. En la Tabla XVIII mostramos dichas mediciones, realizadas sobre la flexión y la extensión de codo.

Tabla XVIII. Valores de fuerza absoluta en la flexo-extensión del Codo (N).

LADO	SEXO	MOVIMIENTO	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Tip.	C.V. (%)
Dominante	Hombres (n=11)	Flexión	179.2	273.6	240.97	29.78	12.36
		Extensión	138.3	234.4	185.59	39.23	21.14
	Mujeres (n=12)	Flexión	120.10	193.50	146.58	20.59	14.05
		Extensión	78.70	139.70	104.26	23.55	22.59
No Dominante	Hombres (n=11)	Flexión	205.5	288.7	246.23	28.88	11.73
		Extensión	133.40	246.40	188.20	41.84	22.23
	Mujeres (n=12)	Flexión	117.40	206.40	141.33	24.15	17.08
		Extensión	64.00	125.60	101.16	17.97	17.76

Los resultados entre lados fueron muy similares, observándose sin embargo diferencias significativas ($p < 0.05$) entre sexos (Figura 25).

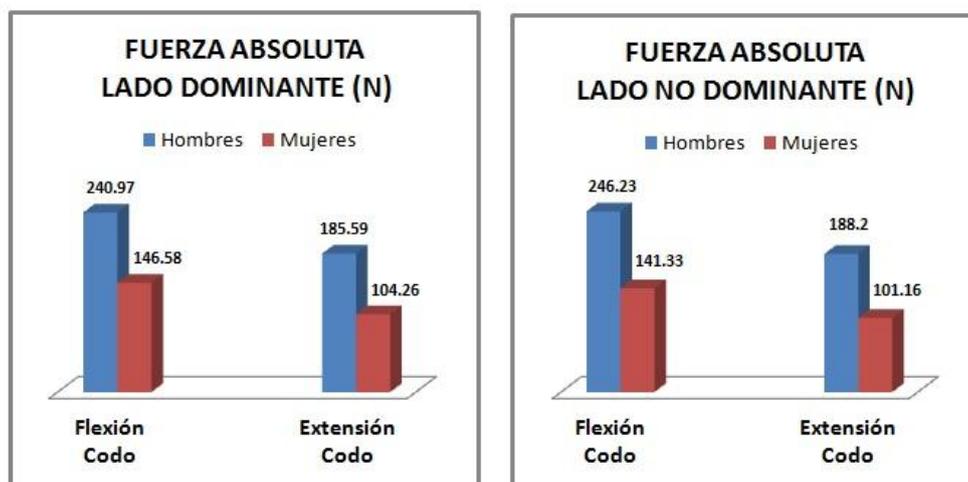


Figura 25. Fuerza absoluta flexo-extensión de codo por sexo y lado.

Para obtener el parámetro de fuerza relativa (Tabla XIX) se relacionaron estos valores de fuerza absoluta con variables antropométricas (Peso corporal) medidas con anterioridad:

$$Fuerza\ Relativa = \frac{Fuerza\ Absoluta}{Peso\ Corporal}$$

Tabla XIX. Fuerza relativa por género, lado y movimiento (N/kg).

LADO	SEXO	MOVIMIENTO	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Tip.	C.V. (%)
Dominante	Hombres (n=11)	Flexión	2.75	3.83	3.26	0.36	11.19
		Extensión	1.78	2.99	2.50	0.46	18.36
	Mujeres (n=12)	Flexión	2.07	3.12	2.63	0.35	13.31
		Extensión	0.98	2.69	1.89	0.47	24.83
No dominante	Hombres (n=11)	Flexión	2.85	4.12	3.33	0.35	10.64
		Extensión	1.71	3.14	2.54	0.51	19.95
	Mujeres (n=12)	Flexión	1.83	3.33	2.53	0.40	15.67
		Extensión	0.80	2.48	1.84	0.40	22.01

Al igual que en la fuerza absoluta, el coeficiente de variación (C.V.) se mantuvo en valores inferiores al 30%.

La relación de valores entre lado dominante y no dominante fue similar para ambos sexos en cada uno de los movimientos. Al comparar la fuerza relativa entre géneros (Fig. 26), también observamos diferencias significativas.

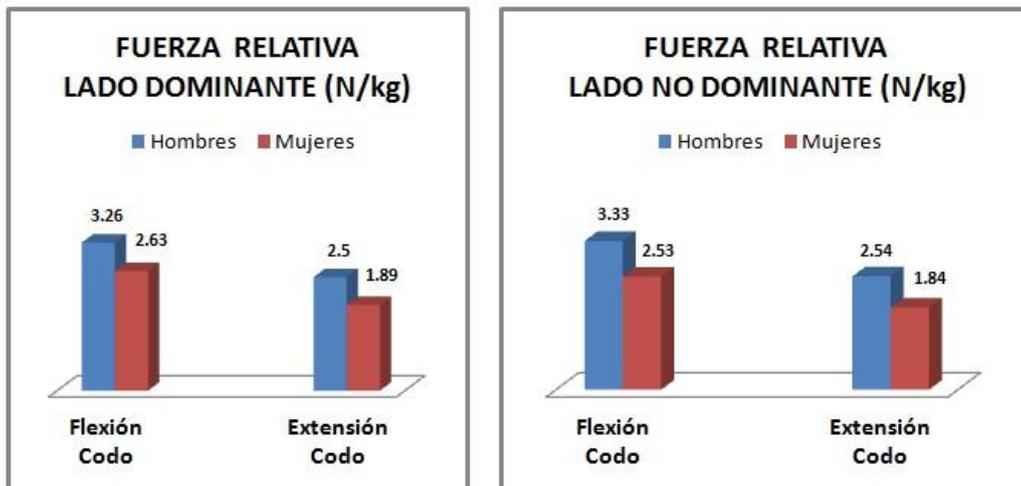


Figura 26. Comparación fuerza relativa flexo-extensión de codo por sexo y lado.

Al observar el comportamiento por lados de la flexo-extensión en los varones, detectamos una tendencia a valores ligeramente más altos en el lado no dominante, tanto para la fuerza absoluta como para la fuerza relativa (Figura 27).

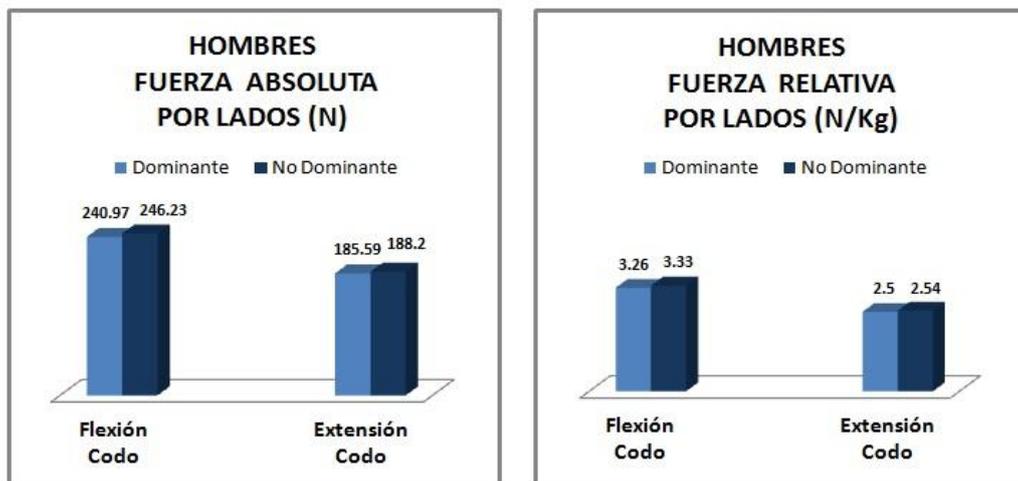


Figura 27. Comparativa por lados de fuerza absoluta y relativa en hombres.

En la tabla XX mostramos los resultados del coeficiente entre fuerza absoluta y el contorno corregido:

$$\frac{\text{Fuerza Absoluta}}{\text{Contorno Corregido}}$$

Tabla XX. Cociente fuerza absoluta y contorno corregido en la flexo-extensión de codo (N/cm).

LADO	SEXO	MOVIMIENTO	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Tip.	C.V. (%)
Dominante	Hombres (n=11)	Flexión	6.18	9.34	7.88	0.94	11.91
		Extensión	4.51	7.88	6.04	1.07	17.74
	Mujeres (n=12)	Flexión	5.43	7.51	6.39	0.76	11.83
		Extensión	3.09	6.64	4.54	0.98	21.66
No dominante	Hombres (n=11)	Flexión	7.19	9.84	8.06	0.84	10.39
		Extensión	4.57	7.78	6.13	1.16	18.86
	Mujeres (n=12)	Flexión	5.48	8.18	6.17	0.74	11.92
		Extensión	2.63	5.48	4.44	0.73	16.54

Los valores siguen la dinámica de tablas anteriores, encontrando las mayores diferencias entre géneros como muestra la figura 28.

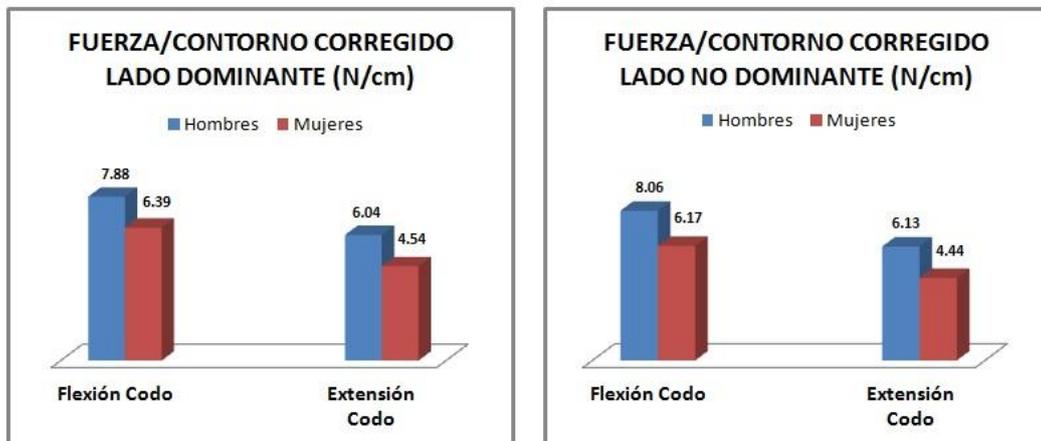


Figura 28. Relación entre fuerza absoluta y contorno corregido por sexo y lado.

4.3.1. CORRELACIÓN VARIABLES ANTROPOMÉTRICAS GLOBALES Y FUERZA MÁXIMA.

Aplicamos el coeficiente de correlación r de Pearson a los valores **antropométricos globales** y a la **fuerza máxima** de flexión y extensión de ambos lados, obteniendo:

-Correlaciones *Peso corporal* – *Fuerza*: se observa que existe una alta correlación entre el peso y todas las variables de fuerza.

- ✓ La correlación entre peso y fuerza máxima de flexión lado dominante es significativa $r=0.805$ $p<0.001$
- ✓ La correlación entre peso y fuerza máxima de extensión lado dominante es significativa $r=0.661$ $p<0.01$
- ✓ La correlación entre peso y fuerza máxima de flexión lado no dominante es significativa $r=0.787$ $p<0.001$
- ✓ La correlación entre peso y fuerza máxima de extensión lado no dominante es significativa $r=0.647$ $p<0.01$

-Correlaciones *Talla* – *Fuerza*: también existe una alta correlación entre ambas.

- ✓ La correlación entre la talla y fuerza máxima de flexión lado dominante es significativa $r=0.815$ $p<0.001$
- ✓ La correlación entre la talla y fuerza máxima de extensión lado dominante es significativa $r=0.572$ $p<0.01$
- ✓ La correlación entre la talla y fuerza máxima de flexión lado no dominante es significativa $r=0.766$ $p<0.001$
- ✓ La correlación entre la talla y fuerza máxima de extensión lado no dominante es significativa $r=0.574$ $p<0.01$

-Correlaciones **IMC – Fuerza**: globalmente podemos decir que esta correlación existe, pero es una correlación baja:

- ✓ La correlación entre IMC y fuerza máxima de flexión lado dominante es significativa $r=0.486$ $p<0.05$
- ✓ La correlación entre IMC y fuerza máxima de extensión lado dominante es significativa $r=0.507$ $p<0.05$
- ✓ La correlación entre IMC y fuerza máxima de flexión lado no dominante es significativa $r=0.513$ $p<0.05$
- ✓ La correlación entre IMC y fuerza máxima de extensión lado no dominante es significativa $r=0.476$ $p<0.05$

LADO DOMINANTE: ANTROPOMETRÍA Y FUERZA.

Posteriormente establecimos correlaciones entre los valores antropométricos del lado dominante y sus valores de fuerza máxima, encontrando que las mayores aparecen en los contornos:

- ✓ La correlación entre el contorno del brazo dominante y fuerza máxima de flexión es significativa $r=0.835$ $p<0.001$
- ✓ La correlación entre el contorno del brazo dominante y fuerza máxima de extensión es significativa $r=0.806$ $p<0.001$
- ✓ La correlación entre la longitud del brazo dominante y fuerza máxima de flexión es significativa $r=0.631$ $p<0.01$
- ✓ La correlación entre pliegue graso tríceps dominante y fuerza máxima de flexión es significativa $r=-0.531$ $p<0.05$
- ✓ La correlación entre pliegue graso bíceps dominante y pliegue graso tríceps dominante es significativa $r=0.891$ $p<0.001$

- ✓ La correlación entre el contorno corregido y fuerza máxima de flexión es significativa $r=0.870$ $p<0.001$
- ✓ La correlación entre el contorno corregido y fuerza máxima de extensión es significativa $r=0.823$ $p<0.001$
- ✓ La correlación entre la fuerza máxima de flexión y la fuerza máxima de extensión es significativa $r=0.0830$ $p<0.001$

LADO NO DOMINANTE: ANTROPOMETRÍA Y FUERZA.

De la misma forma, volvimos a establecer correlaciones entre los valores antropométricos del lado no dominante con sus respectivos valores de fuerza máxima, obteniendo que las mayores también aparecen en los contornos:

- ✓ La correlación entre el contorno del brazo y fuerza máxima de flexión es significativa $r=0.876$ $p<0.001$
- ✓ La correlación entre el contorno del brazo y fuerza máxima de extensión es significativa $r=0.825$ $p<0.001$
- ✓ La correlación entre la longitud del brazo y fuerza máxima de flexión es significativa $r=0.616$ $p<0.01$
- ✓ La correlación entre pliegue grasa tríceps y fuerza máxima de flexión es significativa $r=-0.561$ $p<0.01$
- ✓ La correlación entre pliegue grasa tríceps y fuerza máxima de extensión es significativa $r=-0.475$ $p<0.05$
- ✓ La correlación entre el contorno corregido y fuerza máxima de flexión es significativa $r=0.908$ $p<0.001$
- ✓ La correlación entre el contorno corregido y fuerza máxima de extensión es significativa $r=0.852$ $p<0.001$
- ✓ La correlación entre la fuerza máxima de flexión y la fuerza máxima de extensión es significativa $r=0.0867$ $p<0.001$

4.4 ANALISIS DE LA SEÑAL EMGS.

4.4.1 CONTRACCIÓN VOLUNTARIA MÁXIMA.

En la tabla XXI mostramos los valores electromiográficos obtenidos en la contracción voluntaria máxima (CVM) por género, lado y grupo muscular.

Se observa que la actividad del bíceps es superior a la del tríceps en todos los casos, siendo los valores medios de los varones mayores que los de las mujeres.

Tabla XXI. Valores de contracción voluntaria máxima (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	1.17 ± 0.22	0.81 – 1.38	18.7
		Tríceps	1.04 ± 0.20	0.79 – 1.35	19.3
	No dominante	Bíceps	1.20 ± 0.16	0.90 – 1.42	13.4
		Tríceps	1.05 ± 0.26	0.73 – 1.35	24.5
Mujeres	Dominante	Bíceps	1.09 ± 0.20	0.80 – 1.40	18.8
		Tríceps	0.93 ± 0.27	0.55 – 1.36	28.9
	No dominante	Bíceps	1.07 ± 0.18	0.76 – 1.33	16.8
		Tríceps	0.68 ± 0.24	0.32 – 1.13	35.0

Al comparar los bíceps (dominante/ no dominante) y los tríceps (dominante/no dominante) de la población total no encontramos diferencias significativas. En la comparación de bíceps con tríceps hallamos, en el lado dominante, diferencias significativas $p < 0.05$ y en el lado no dominante $p < 0.001$. Todas estas diferencias se mantienen al separar la población por sexos. Tampoco existen diferencias significativas entre sexos, ni con respecto a la dominancia ni al grupo muscular.

4.4.2 CONTRACCIONES DINÁMICAS.

4.4.2.1 EJERCICIO SIN CARGA

A continuación (Figura 29) podemos observar un ejemplo de registro EMGs sin carga (rojo) acompañado de su respectiva gráfica de actividad goniométrica (amarillo).

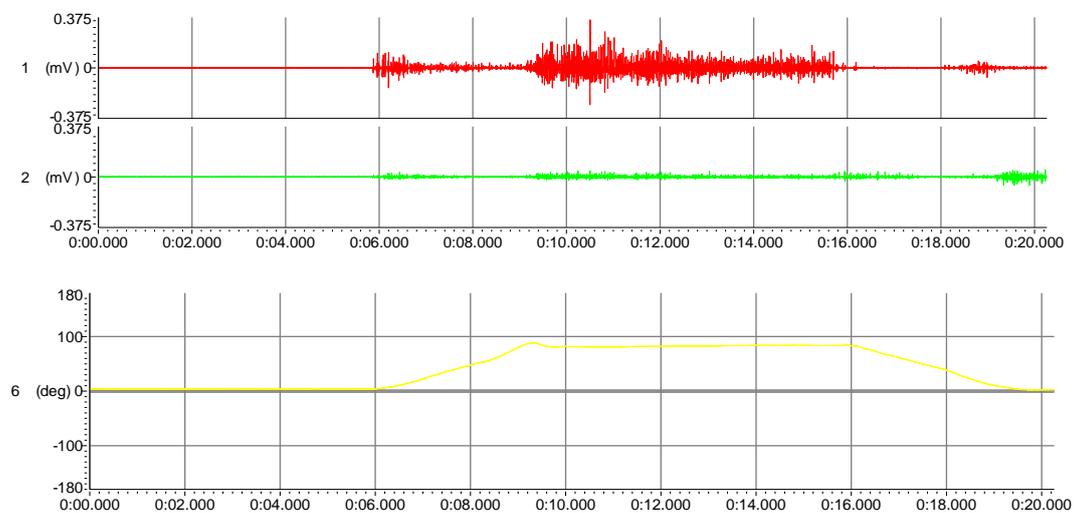


Figura 29: Actividad EMGs/Goniométrica en el ejercicio dinámico sin carga.

4.4.2.1.1 PICO DE MÁXIMA ACTIVIDAD.

En las siguientes tablas (XXII, XXIII, XXIV y XV) mostramos los valores del pico máximo de actividad electromiográfica en todas las fases (A, B, C y D) del ejercicio dinámico sin carga.

Durante la Fase A se aprecian valores ligeramente superiores en tríceps que en bíceps, siendo esta diferencia más sensible en los varones. Los resultados mínimos y máximos fueron bastante similares en ambos sexos.

En las Fases B, C y D los valores de los bíceps dominantes fueron superiores a los contra-laterales en ambos sexos y los coeficientes de variación siguieron mostrando dispersión.

Tabla XXII. Valores electromiográficos Sin Carga: Fase A (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.004 ± 0.002	0.002 - 0.006	46.3
		Tríceps	0.009 ± 0.005	0.002 - 0.015	55.3
	No dominante	Bíceps	0.004 ± 0.002	0.002 - 0.008	60.4
		Tríceps	0.010 ± 0.008	0.003 - 0.021	78.8
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.008 ± 0.006	0.002 - 0.017	76.1
		Tríceps	0.009 ± 0.006	0.002 - 0.018	60.4
	No dominante	Bíceps	0.006 ± 0.004	0.002 - 0.014	75.4
		Tríceps	0.007 ± 0.005	0.002 - 0.014	70.8

Tabla XXIII. Valores electromiográficos Sin Carga: Fase B (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.084 ± 0.045	0.038 - 0.165	53.0
		Tríceps	0.017 ± 0.011	0.006 - 0.041	67.1
	No dominante	Bíceps	0.051 ± 0.014	0.033 - 0.071	28.2
		Tríceps	0.017 ± 0.009	0.006 - 0.038	52.3
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.107 ± 0.031	0.040 - 0.140	29.2
		Tríceps	0.019 ± 0.009	0.007 - 0.043	48.3
	No dominante	Bíceps	0.090 ± 0.042	0.038 - 0.185	46.6
		Tríceps	0.014 ± 0.006	0.003 - 0.022	40.0

Tabla XXIV. Valores electromiográficos Sin Carga: Fase C (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.080 ± 0.033	0.020 - 0.123	41.0
		Tríceps	0.019 ± 0.009	0.008 - 0.035	47.9
	No dominante	Bíceps	0.080 ± 0.056	0.011 - 0.194	70.7
		Tríceps	0.016 ± 0.012	0.004 - 0.038	70.6
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.109 ± 0.069	0.015 - 0.226	63.8
		Tríceps	0.020 ± 0.012	0.004 - 0.040	59.7
	No dominante	Bíceps	0.104 ± 0.065	0.026 - 0.191	61.9
		Tríceps	0.015 ± 0.010	0.003 - 0.033	66.2

Tabla XXV. Valores electromiográficos Sin Carga: Fase D (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.056 ± 0.023	0.017 – 0.104	42.2
		Tríceps	0.019 ± 0.014	0.005 – 0.045	71.8
	No dominante	Bíceps	0.051 ± 0.032	0.020 – 0.115	63.1
		Tríceps	0.028 ± 0.020	0.004 – 0.051	70.8
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.096 ± 0.067	0.026 – 0.190	69.7
		Tríceps	0.026 ± 0.015	0.008 - 0.050	59.1
	No dominante	Bíceps	0.069 ± 0.045	0.021 – 0.164	65.2
		Tríceps	0.017 ± 0.010	0.004 – 0.031	56.1

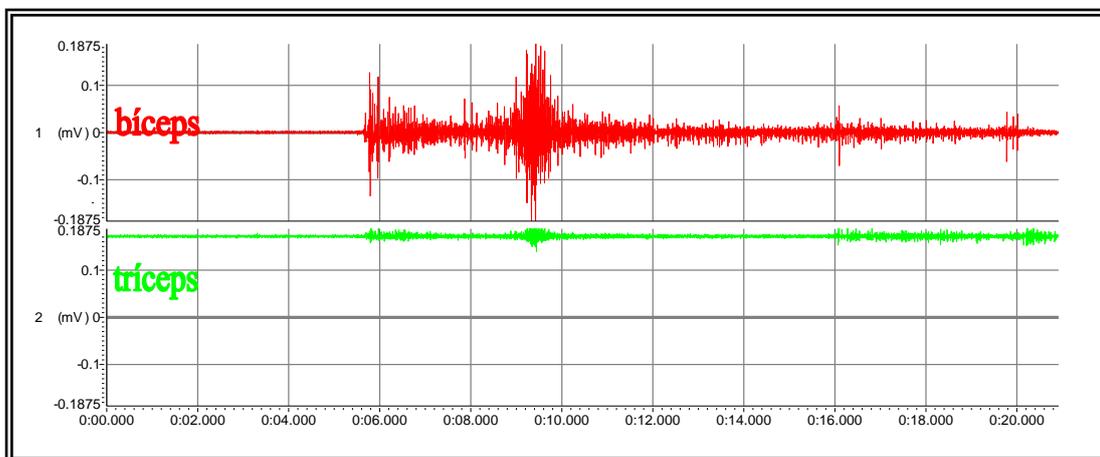


Figura 30. Electromiografía del ejercicio dinámico Sin Carga (sin filtrar).

Observando los trazados de la EMGs (Figura 30) podemos ver que la mayor actividad electromiográfica del bíceps se concentra durante la fase B o concéntrica del bíceps, más concretamente al final de esta (sobre los 9 s.), correspondiendo con el momento de mayor acortamiento de sus fibras. La actividad del tríceps aparece ligeramente aumentada durante la fase B, siendo la fase D (extensión) la que registra los valores más altos de este músculo.

Al comparar la actividad por fases de cada grupo muscular, lado dominante y no dominante, obtuvimos diferencias significativas $p < 0.05$

entre los bíceps durante la fase B ($p=0.018$) y D ($p=0.034$) del ejercicio y entre los tríceps durante la fase A ($p=0.003$).

Aplicamos la T de Student para muestras independientes con el fin de establecer relación respecto al músculo, lado y fase del ejercicio, encontrando diferencias significativas ($p<0.05$) entre los bíceps fase A ($p=0.023$) y fase D ($p=0.043$) del lado dominante y entre los bíceps fase B ($p=0.005$) del lado no dominante.

Para establecer relaciones estadísticas entre los diversos valores del estudio (músculo-fase) aplicamos el coeficiente de correlación r de Pearson. Detallamos los resultados del mismo en la siguiente tabla:

Tabla XXVI. Correlaciones entre valores de actividad máxima en las distintas fases del ejercicio dinámico Sin Carga.

	MUSCULO-FASE	CORRELACIONADO	r de Pearson	Sig. (bilateral)
LADO DOMINANTE	Bíceps Fase B	Bíceps Fase C	0.708	0.000
		Tríceps Fase B	0.709	0.000
	Bíceps Fase C	Bíceps Fase D	0.786	0.000
		Tríceps Fase C	0.670	0.000
	Tríceps Fase A	Tríceps Fase D	0.657	0.001
	Tríceps Fase B	Tríceps Fase C	0.603	0.002
	Tríceps Fase C	Tríceps Fase D	0.605	0.002
LADO NO DOMINANTE	Bíceps Fase B	Bíceps Fase C	0.647	0.001
		Bíceps Fase D	0.814	0.000
	Bíceps Fase C	Bíceps Fase D	0.724	0.000
		Tríceps Fase C	0.695	0.000
	Bíceps Fase D	Tríceps Fase C	0.675	0.000

Como podemos observar en la Tabla XXVI, son las correlaciones entre las distintas fases del bíceps las que muestran los mejores índices de correlación.

Al comparar la actividad máxima del agonista/antagonista (bíceps/tríceps) en cada fase del ejercicio mediante la T para muestras relacionadas, obtuvimos una alta significación estadística ($p < 0.001$) tanto en el lado dominante como en el no dominante.

4.4.2.1.2 VALOR MEDIO DE ACTIVIDAD.

En las siguientes tablas (XXVII, XXVIII, XXIX y XXX) mostramos los valores medios de actividad electromiográfica en las fases A, B, C y D del ejercicio dinámico sin carga. Los valores del bíceps superan a los del tríceps en todas las fases excepto en la A. El grado de dispersión es sensiblemente mayor.

Tabla XXVII. Valores electromiográficos medios Sin Carga: Fase A (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.002 ± 0.001	0.001 – 0.005	60.6
		Tríceps	0.005 ± 0.003	0.001 – 0.011	59.0
	No dominante	Bíceps	0.002 ± 0.002	0.001 – 0.005	93.4
		Tríceps	0.003 ± 0.003	0.001 – 0.010	97.6
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.004 ± 0.003	0.001 – 0.008	81.7
		Tríceps	0.008 ± 0.006	0.002 – 0.017	75.1
	No dominante	Bíceps	0.003 ± 0.003	0.001 – 0.007	93.1
		Tríceps	0.004 ± 0.004	0.001 – 0.012	99.0

Tabla XXVIII. Valores electromiográficos medios Sin Carga: Fase B (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.022 ± 0.016	0.008 – 0.055	72.1
		Tríceps	0.005 ± 0.002	0.002 – 0.007	37.8
	No dominante	Bíceps	0.017 ± 0.010	0.006 – 0.036	57.2
		Tríceps	0.004 ± 0.001	0.002 – 0.005	36.7
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.026 ± 0.012	0.012 – 0.053	45.4
		Tríceps	0.008 ± 0.005	0.002 – 0.017	61.1
	No dominante	Bíceps	0.019 ± 0.007	0.011 – 0.035	34.7
		Tríceps	0.004 ± 0.003	0.002 – 0.011	66.3

Tabla XXIX. Valores electromiográficos medios Sin Carga: Fase C (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.044 ± 0.031	0.007 – 0.093	69.6
		Tríceps	0.007 ± 0.004	0.002 – 0.015	48.7
	No dominante	Bíceps	0.049 ± 0.032	0.011 – 0.107	64.9
		Tríceps	0.004 ± 0.003	0.002 – 0.009	57.7
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.042 ± 0.033	0.008 – 0.125	79.0
		Tríceps	0.009 ± 0.005	0.002 – 0.017	58.5
	No dominante	Bíceps	0.032 ± 0.029	0.007 – 0.113	90.7
		Tríceps	0.005 ± 0.004	0.002 – 0.013	70.9

Tabla XXX. Valores electromiográficos medios Sin Carga: Fase D (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.011 ± 0.004	0.005 – 0.017	35.4
		Tríceps	0.007 ± 0.004	0.002 – 0.016	62.8
	No dominante	Bíceps	0.015 ± 0.012	0.004 – 0.038	81.1
		Tríceps	0.004 ± 0.002	0.002 – 0.009	53.7
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.020 ± 0.015	0.006 – 0.052	75.6
		Tríceps	0.008 ± 0.004	0.003 – 0.017	55.9
	No dominante	Bíceps	0.013 ± 0.005	0.008 – 0.026	38.3
		Tríceps	0.005 ± 0.003	0.002 – 0.012	59.8

4.4.2.2 EJERCICIO CON CARGA LIGERA.

A continuación (Figura 31) podemos observar un ejemplo de registro EMGs con carga ligera (rojo) acompañado de su respectiva gráfica de actividad goniométrica (amarillo). Esto nos permite ver la posición del brazo en cada fase de la actividad.

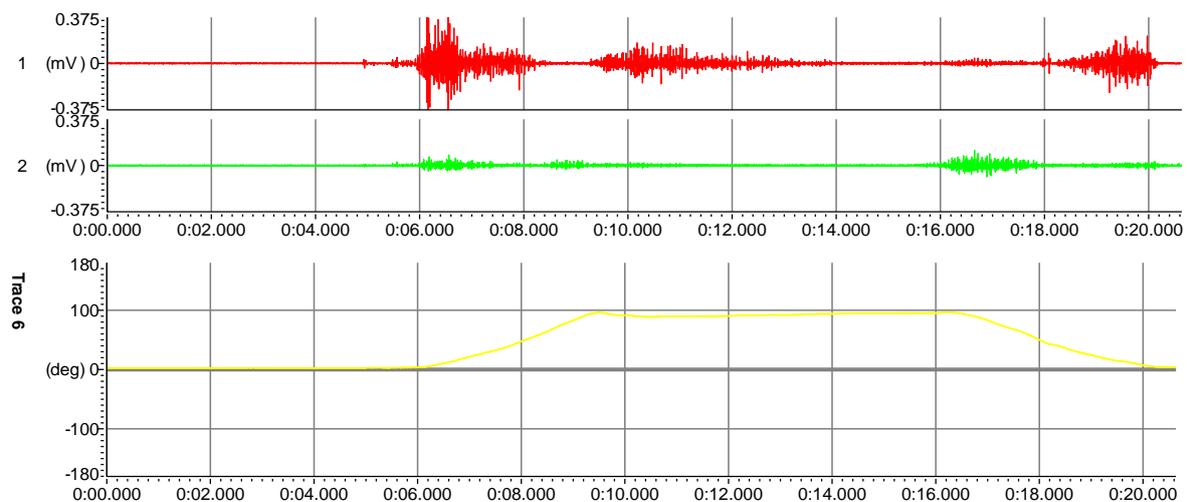


Figura 31: Actividad EMGs/Goniométrica en el ejercicio dinámico con carga ligera.

4.4.2.2.1 PICO DE MÁXIMA ACTIVIDAD.

Las tablas XXXI, XXXII, XXXIII y XXXIV muestran los valores del pico máximo de actividad electromiográfica en cada una de las fases (A, B, C, y D) del ejercicio dinámico con carga ligera.

Durante la fase A encontramos mayores intensidades en el tríceps que en el bíceps. Sin embargo, esa tendencia se invierte en el resto de fases, donde los valores del músculo bíceps son ampliamente superiores a los de su antagonista. El coeficiente de variación se mantuvo por encima del 30% en todos los casos.

Tabla XXXI. Valores electromiográficos máximos **Carga Ligera: Fase A** (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.004 ± 0.002	0.002 – 0.008	62.4
		Tríceps	0.006 ± 0.003	0.002 – 0.015	62.6
	No dominante	Bíceps	0.003 ± 0.001	0.002 – 0.005	31.0
		Tríceps	0.006 ± 0.005	0.002 – 0.018	82.6
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.003 ± 0.002	0.001 – 0.008	65.5
		Tríceps	0.007 ± 0.003	0.002 – 0.011	44.8
	No dominante	Bíceps	0.003 ± 0.002	0.002 – 0.006	45.5
		Tríceps	0.003 ± 0.001	0.002 – 0.005	32.1

Tabla XXXII. Valores electromiográficos máximos **Carga Ligera: Fase B** (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.142 ± 0.069	0.050 – 0.268	48.2
		Tríceps	0.017 ± 0.006	0.008 – 0.027	34.5
	No dominante	Bíceps	0.167 ± 0.060	0.063 – 0.271	35.7
		Tríceps	0.025 ± 0.015	0.007 – 0.055	59.5
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.173 ± 0.072	0.048 – 0.307	41.6
		Tríceps	0.033 ± 0.011	0.016 – 0.052	35.0
	No dominante	Bíceps	0.247 ± 0.103	0.104 – 0.417	41.6
		Tríceps	0.028 ± 0.012	0.008 – 0.047	43.2

Tabla XXXIII. Valores electromiográficos máximos **Carga Ligera: Fase C** (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.092 ± 0.064	0.005 – 0.207	69.4
		Tríceps	0.016 ± 0.008	0.005 – 0.026	52.8
	No dominante	Bíceps	0.079 ± 0.066	0.016 – 0.196	83.6
		Tríceps	0.012 ± 0.008	0.003 – 0.028	68.8
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.062 ± 0.056	0.008 – 0.180	90.1
		Tríceps	0.017 ± 0.009	0.008 – 0.035	54.3
	No dominante	Bíceps	0.079 ± 0.046	0.026 – 0.174	58.5
		Tríceps	0.015 ± 0.008	0.004 – 0.032	56.4

Tabla XXXIV. Valores electromiográficos máximos Carga Ligera: Fase D (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.079 ± 0.054	0.027 – 0.179	68.7
		Tríceps	0.034 ± 0.025	0.010 – 0.077	72.6
	No dominante	Bíceps	0.080 ± 0.041	0.041 – 0.146	50.9
		Tríceps	0.049 ± 0.036	0.014 – 0.108	72.9
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.138 ± 0.078	0.055 – 0.346	56.4
		Tríceps	0.037 ± 0.012	0.017 – 0.61	33.3
	No dominante	Bíceps	0.130 ± 0.047	0.056 – 0.199	36.1
		Tríceps	0.032 ± 0.012	0.013 – 0.051	37.8

Observamos durante la fase B o concéntrica de bíceps que la actividad electromiográfica de este es superior a la fase D (excéntrica de bíceps). Los valores del tríceps, sin embargo, son ligeramente mayores durante la fase D. Existe mayor actividad del extensor del codo al arranque del movimiento, cediendo posteriormente el protagonismo del resto de dicha fase a la contracción excéntrica del bíceps (Figura 32).

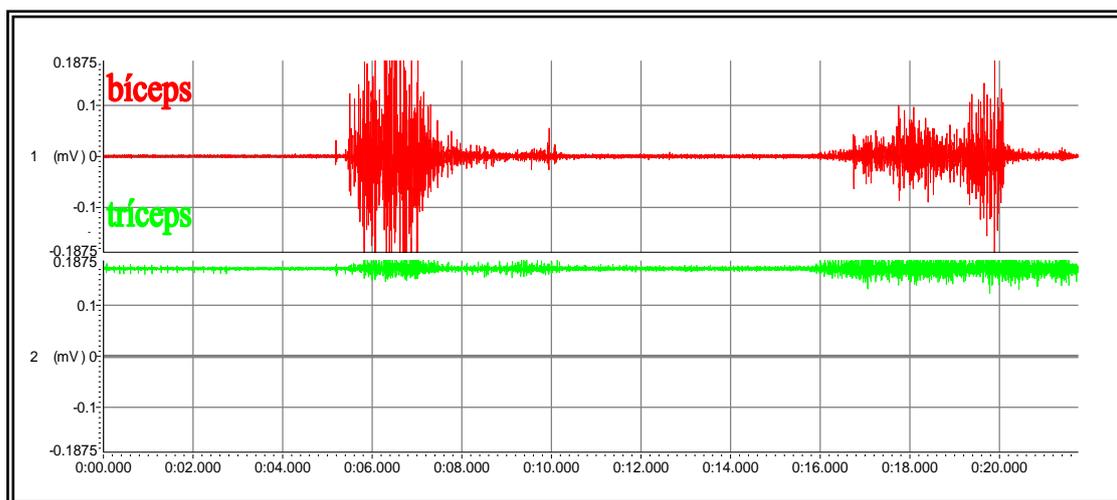


Figura 32. Electromiografía del ejercicio dinámico con Carga Ligera (sin filtrar).

Establecimos una comparativa por fase de cada grupo muscular con su contra-lateral, encontrando significación estadística ($p < 0.05$) en bíceps fase B ($p = 0.019$) y tríceps fase C del ejercicio ($p = 0.03$).

Aplicamos la T para muestras independientes para relacionar la actividad muscular con el lado y la fase del ejercicio. Obtuvimos diferencias significativas ($p < 0.05$) en:

- ✓ Lado dominante: bíceps fase D ($p = 0.001$) y tríceps fase B ($p = 0.001$)
- ✓ Lado no dominante: bíceps fase B ($p = 0.041$) y tríceps fase A ($p = 0.031$)

Para establecer relación estadística entre bíceps y tríceps de cada fase y lado, aplicamos la T para muestras relacionadas. Hallamos diferencias muy significativas ($p < 0.001$) en todas las comparativas.

Para establecer relaciones estadísticas entre los diversos valores del estudio (músculo-fase) aplicamos el coeficiente de correlación r de Pearson. La tabla XXXV muestra los resultados:

Tabla XXXV. Correlaciones entre valores de actividad máxima en las distintas fases del ejercicio dinámico con Carga Ligera.

	MUSCULO-FASE	CORRELACIONADO	r de Pearson	Sig. (bilateral)
LADO DOMINANTE	Bíceps Fase A	Tríceps Fase D	0.762	0.000
	Bíceps Fase D	Tríceps Fase B	0.671	0.000
LADO NO DOMINANTE	Bíceps Fase B	Tríceps Fase B	0.665	0.001
	Bíceps Fase C	Tríceps Fase C	0.659	0.001
	Tríceps Fase A	Tríceps Fase D	0.845	0.000

Como podemos observar, las correlaciones estadísticas entre las distintas fases son menores en este ejercicio.

4.4.2.2 VALOR MEDIO DE ACTIVIDAD.

A continuación mostramos los valores medios de actividad electromiográfica en las fases A, B, C y D del ejercicio dinámico con carga ligera. Al igual que ocurría con el pico máximo de actividad, las intensidades del bíceps superan a las del tríceps en todas las mediciones, excepto en la fase A, en la que los valores del tríceps son ligeramente mayores.

Tabla XXXVI. Valores electromiográficos medios **Carga Ligera: Fase A** (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.002 ± 0.002	0.001 – 0.008	84.1
		Tríceps	0.003 ± 0.002	0.002 – 0.008	59.3
	No dominante	Bíceps	0.001 ± 0.001	0.001 – 0.003	57.0
		Tríceps	0.002 ± 0.001	0.001 – 0.005	61.2
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.002 ± 0.001	0.001 – 0.004	59.8
		Tríceps	0.006 ± 0.006	0.002 – 0.017	99.5
	No dominante	Bíceps	0.001 ± 0.001	0.001 – 0.005	94.2
		Tríceps	0.001 ± 0.001	0.001 – 0.003	59.5

Tabla XXXVII. Valores electromiográficos medios **Carga Ligera: Fase B** (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.045 ± 0.021	0.014 – 0.087	47.1
		Tríceps	0.006 ± 0.002	0.002 – 0.010	39.7
	No dominante	Bíceps	0.038 ± 0.024	0.015 – 0.086	62.3
		Tríceps	0.006 ± 0.002	0.002 – 0.010	43.7
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.040 ± 0.010	0.025 – 0.053	24.2
		Tríceps	0.011 ± 0.004	0.005 – 0.017	40.7
	No dominante	Bíceps	0.052 ± 0.023	0.026 – 0.106	45.1
		Tríceps	0.008 ± 0.003	0.003 – 0.012	35.6

Tabla XXXVIII. Valores electromiográficos medios **Carga Ligera: Fase C** (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.018 ± 0.013	0.002 – 0.047	75.1
		Tríceps	0.006 ± 0.003	0.003 – 0.012	59.9
	No dominante	Bíceps	0.018 ± 0.014	0.003 – 0.038	77.6
		Tríceps	0.004 ± 0.003	0.001 – 0.009	69.5
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.023 ± 0.012	0.011 – 0.048	53.2
		Tríceps	0.006 ± 0.005	0.002 – 0.017	76.0
	No dominante	Bíceps	0.022 ± 0.017	0.002 – 0.049	77.4
		Tríceps	0.005 ± 0.002	0.002 – 0.008	48.0

Tabla XXXIX. Valores electromiográficos medios **Carga Ligera: Fase D** (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.014 ± 0.006	0.007 – 0.024	46.1
		Tríceps	0.009 ± 0.004	0.003 – 0.014	47.1
	No dominante	Bíceps	0.040 ± 0.017	0.020 – 0.083	42.6
		Tríceps	0.010 ± 0.005	0.003 – 0.021	53.2
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.026 ± 0.010	0.014 – 0.042	39.2
		Tríceps	0.012 ± 0.004	0.008 – 0.018	28.5
	No dominante	Bíceps	0.022 ± 0.007	0.011 – 0.035	31.9
		Tríceps	0.011 ± 0.003	0.005 – 0.018	30.7

4.4.2.3 EJERCICIO CON CARGA PESADA

La siguiente figura nos permite observar la posición del brazo (en grados) en cada fase de la actividad EMGs (Figura 33).

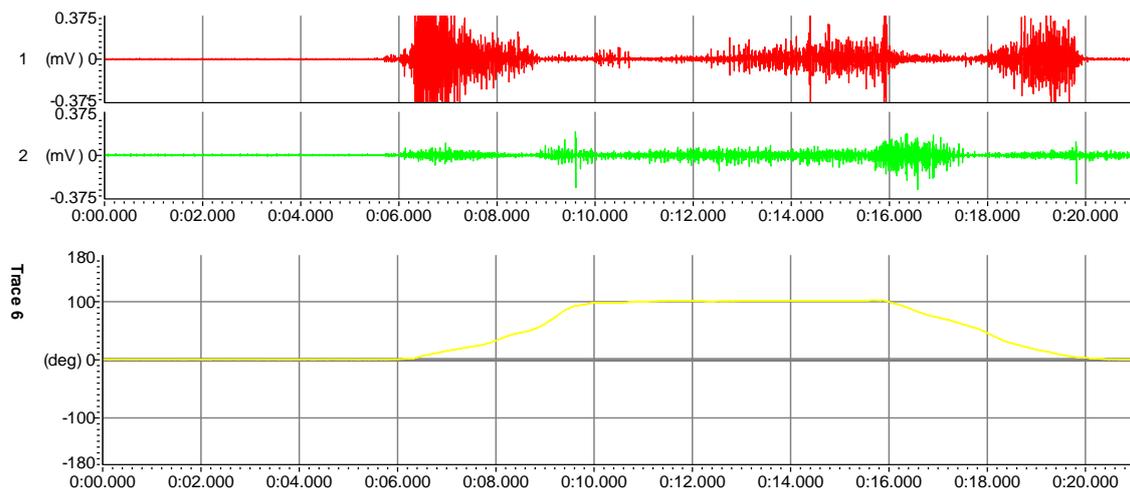


Figura 33: *Actividad EMGs/Goniométrica en el ejercicio dinámico carga pesada.*

4.4.2.3.1 PICO DE MÁXIMA ACTIVIDAD.

A continuación (tablas XL, XLI, XLII, XLIII), mostramos los valores del pico máximo de actividad electromiográfica en todas las fases (A, B, C y D) del ejercicio dinámico con carga pesada.

Las intensidades del bíceps superan a las del tríceps en todas las fases del ejercicio, tanto en hombres como en mujeres. Los coeficientes de variación siguen mostrando dispersión, siendo los bíceps sensiblemente menores a los de su antagonista.

Se observa un importante aumento de la actividad electromiográfica del tríceps con respecto a los ejercicios anteriores.

Tabla XL. Valores electromiográficos **Carga Pesada: Fase A** (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.013 ± 0.002	0.010 – 0.017	17.9
		Tríceps	0.004 ± 0.001	0.002 – 0.005	35.8
	No dominante	Bíceps	0.008 ± 0.003	0.004 – 0.015	41.4
		Tríceps	0.005 ± 0.003	0.002 – 0.012	61.3
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.011 ± 0.004	0.002 – 0.015	36.7
		Tríceps	0.008 ± 0.005	0.002 – 0.017	63.1
	No dominante	Bíceps	0.006 ± 0.002	0.003 – 0.009	40.0
		Tríceps	0.004 ± 0.002	0.002 – 0.008	51.8

Por primera vez y a diferencia de los anteriores, observamos en la fase A valores de actividad más elevados en el bíceps que en su antagonista.

Tabla XLI. Valores electromiográficos **Carga Pesada: Fase B** (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.397 ± 0.212	0.164 – 0.746	53.4
		Tríceps	0.035 ± 0.019	0.012 – 0.063	54.8
	No dominante	Bíceps	0.463 ± 0.138	0.222 – 0.709	29.8
		Tríceps	0.082 ± 0.062	0.026 – 0.176	75.8
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.512 ± 0.195	0.222 – 0.947	38.1
		Tríceps	0.068 ± 0.030	0.034 – 0.134	43.5
	No dominante	Bíceps	0.416 ± 0.154	0.101 – 0.631	37.0
		Tríceps	0.070 ± 0.035	0.023 – 0.140	49.8

Tabla XLII. Valores electromiográficos **Carga Pesada: Fase C** (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.108 ± 0.067	0.035 – 0.221	62.0
		Tríceps	0.033 ± 0.021	0.011 – 0.086	62.5
	No dominante	Bíceps	0.091 ± 0.043	0.016 – 0.146	47.0
		Tríceps	0.053 ± 0.038	0.010 – 0.111	71.4
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.112 ± 0.057	0.048 – 0.203	50.8
		Tríceps	0.069 ± 0.047	0.021 – 0.175	67.6
	No dominante	Bíceps	0.099 ± 0.058	0.031 – 0.200	58.5
		Tríceps	0.054 ± 0.021	0.023 – 0.098	39.4

Tabla XLIII. Valores electromiográficos **Carga Pesada: Fase D** (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.177 ± 0.104	0.046 – 0.360	17.9
		Tríceps	0.078 ± 0.061	0.021 – 0.183	78.4
	No dominante	Bíceps	0.235 ± 0.151	0.052 – 0.456	64.3
		Tríceps	0.177 ± 0.075	0.029 – 0.260	63.7
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.252 ± 0.109	0.095 – 0.476	43.3
		Tríceps	0.142 ± 0.061	0.057 – 0.233	42.6
	No dominante	Bíceps	0.221 ± 0.119	0.083 – 0.472	53.8
		Tríceps	0.132 ± 0.073	0.042 – 0.299	55.1

Comparamos la actividad por fases de cada grupo muscular, lado dominante y no dominante, obteniendo diferencias muy significativas ($p < 0.001$) en los bíceps durante la fase A ($p = 0.000$) y significativas ($p < 0.05$) en los tríceps fase B ($p = 0.028$).

Aplicamos la T para muestras independientes con el fin de establecer relación respecto al género, lado y fase del ejercicio, encontrando diferencias significativas ($p < 0.05$) en:

- ✓ Lado dominante: tríceps fase A ($p = 0.011$), fase B ($p = 0.002$), fase C ($p = 0.010$) y fase D ($p = 0.001$).
- ✓ Lado no dominante: bíceps fase A ($p = 0.022$)

Al realizar la lectura gráfica de los resultados electromiográficos (Figura 34) observamos un importante aumento general de la actividad en ambos músculos. Al compararlo con los otros ejercicios podemos destacar una fase A de mayor registro en el bíceps (hasta los 5 s.) y el aumento mantenido en la señal del tríceps a partir de la fase B.

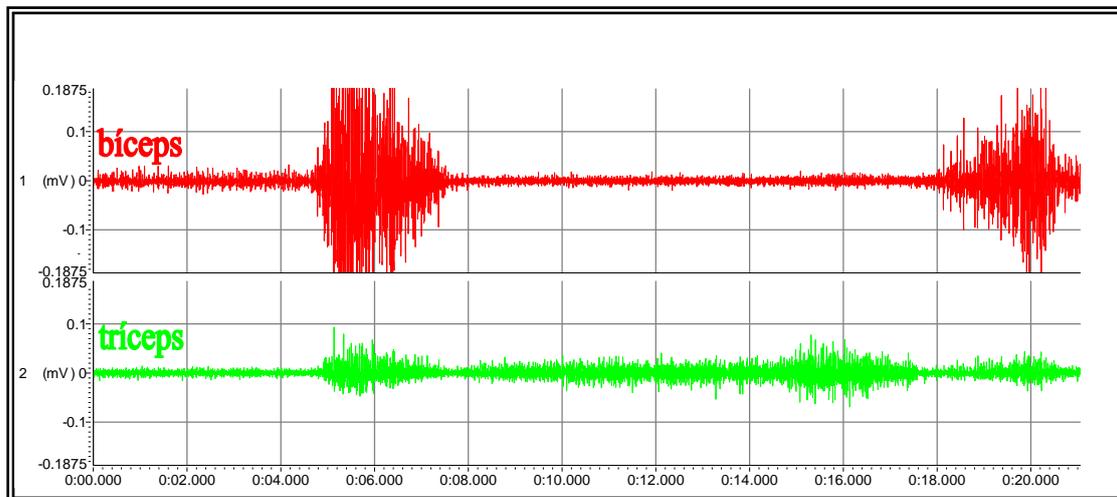


Figura 34. *Electromiografía del ejercicio dinámico con Carga Pesada (sin filtrar).*

Comparamos también la actividad máxima del agonista/antagonista (bíceps/tríceps) en cada fase del ejercicio mediante la T para muestras relacionadas, obteniendo una alta significación estadística ($p < 0.001$) tanto en el lado dominante como en el no dominante.

Para establecer relaciones entre los diversos valores del estudio (músculo-fase) aplicamos el coeficiente de correlación r de Pearson. Detallamos los resultados del mismo en la siguiente tabla:

Tabla XLIV. Correlaciones entre valores de actividad máxima en las distintas fases del ejercicio dinámico con Carga Pesada.

	MUSCULO-FASE	CORRELACIONADO	<i>r</i> de Pearson	Sig. (bilateral)
LADO DOMINANTE	Tríceps Fase B	Tríceps Fase C	0.802	0.000
		Tríceps Fase D	0.924	0.000
	Tríceps Fase C	Tríceps Fase D	0.860	0.000
LADO NO DOMINANTE	Bíceps Fase B	Tríceps Fase B	0.704	0.000
		Tríceps Fase D	0.771	0.000
	Bíceps Fase D	Tríceps Fase B	0.606	0.002
		Tríceps Fase C	0.619	0.002
	Tríceps Fase A	Tríceps Fase C	0.606	0.002
	Tríceps Fase B	Tríceps Fase C	0.663	0.001
		Tríceps Fase D	0.689	0.000

Como podemos ver, es el lado no dominante el que cuenta con el mayor número de correlaciones. Sin embargo son las del lado dominante, establecidas siempre entre el tríceps durante las fases B, C y D, las que cuentan con el mayor nivel de significación estadística.

4.4.2.3.2 VALOR MEDIO DE ACTIVIDAD.

En las siguientes tablas (de la XLV a la XLVIII) mostramos los valores medio de actividad electromiográfica en las fases A, B, C y D del ejercicio dinámico con carga pesada.

En la tabla XLV (fase A) observamos niveles de intensidad media muy parejos entre agonistas y antagonistas. El coeficiente de variación muestra dispersión en todas las fases, estando ligeramente más atenuada durante la fase B del ejercicio.

Tabla XLV. Valores electromiográficos medios Carga Pesada: Fase A (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.003 ± 0.002	0.001 – 0.008	69.8
		Tríceps	0.003 ± 0.002	0.002 – 0.010	75.0
	No dominante	Bíceps	0.002 ± 0.001	0.001 – 0.005	66.6
		Tríceps	0.002 ± 0.001	0.001 – 0.004	62.2
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.001 ± 0.000	0.001 – 0.002	39.1
		Tríceps	0.002 ± 0.001	0.001 – 0.004	39.9
	No dominante	Bíceps	0.001 ± 0.001	0.001 – 0.005	77.8
		Tríceps	0.001 ± 0.000	0.001 – 0.002	44.8

Tabla XLVI. Valores electromiográficos medios Carga Pesada: Fase B (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.099 ± 0.047	0.043 – 0.205	47.0
		Tríceps	0.012 ± 0.006	0.005 – 0.023	49.1
	No dominante	Bíceps	0.091 ± 0.054	0.046 – 0.224	58.8
		Tríceps	0.022 ± 0.016	0.005 – 0.048	69.9
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.103 ± 0.037	0.056 – 0.176	35.4
		Tríceps	0.019 ± 0.005	0.011 – 0.027	25.0
	No dominante	Bíceps	0.109 ± 0.051	0.062 – 0.245	46.5
		Tríceps	0.018 ± 0.006	0.007 – 0.026	33.4

Tabla XLVII. Valores electromiográficos medios Carga Pesada: Fase C (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.017 ± 0.010	0.004 – 0.037	57.3
		Tríceps	0.012 ± 0.008	0.002 – 0.029	61.4
	No dominante	Bíceps	0.023 ± 0.017	0.002 – 0.047	74.1
		Tríceps	0.013 ± 0.008	0.002 – 0.025	59.0
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.017 ± 0.012	0.002 – 0.036	70.1
		Tríceps	0.019 ± 0.009	0.006 – 0.032	46.4
	No dominante	Bíceps	0.038 ± 0.026	0.012 – 0.075	67.6
		Tríceps	0.020 ± 0.013	0.003 – 0.041	62.4

Tabla XLVIII. Valores electromiográficos medios **Carga Pesada: Fase D** (mV).

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.052 ± 0.036	0.020 – 0.110	70.3
		Tríceps	0.022 ± 0.014	0.006 – 0.053	64.3
	No dominante	Bíceps	0.047 ± 0.034	0.008 – 0.097	72.9
		Tríceps	0.036 ± 0.024	0.008 – 0.089	66.6
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.051 ± 0.032	0.020 – 0.104	61.8
		Tríceps	0.032 ± 0.010	0.017 – 0.046	31.5
	No dominante	Bíceps	0.041 ± 0.018	0.012 – 0.070	42.6
		Tríceps	0.031 ± 0.014	0.011 – 0.065	46.1

4.4.3 VALORES RELATIVOS EN PORCENTAJE DE LA CVM.

A partir de la contracción voluntaria máxima de bíceps y tríceps hemos obtenido los porcentajes de esta contracción para cada una de las fases en cada uno de los ejercicios (% CVM).

4.4.3.1 EJERCICIO SIN CARGA

Las tablas XLIX, L, LI y LII muestran los valores electromiográficos relativos en porcentaje de la contracción voluntaria máxima en cada una de las fases (A, B, C, y D) de este ejercicio.

Durante la fase A (Tabla XLIX), los valores del tríceps superaron a los del bíceps en todas las mediciones. Las medias no superaron el 1% de la CVM, salvo en mujeres tríceps dominante (1.11%). Durante el resto de fases los porcentajes más altos correspondieron al bíceps, llegando incluso a valores ligeramente superiores al 10% de la CVM en mujeres (bíceps fases B y C). En los hombres dichos registros fueron más atenuados, no sobrepasando en ningún momento el 7.2%.

Tabla XLIX. Valores relativos en porcentaje de la CVM: Sin Carga: Fase A.

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	0.34 ± 0.21	0.10 – 0.64	61.2
		Tríceps	0.93 ± 0.41	0.13 – 1.44	43.8
	No dominante	Bíceps	0.33 ± 0.22	0.13 – 0.75	66.9
		Tríceps	0.68 ± 0.45	0.27 – 1.5	67.2
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.71 ± 0.49	0.11 ± 1.50	69.4
		Tríceps	1.11 ± 0.71	0.22 – 2.22	64.5
	No dominante	Bíceps	0.58 ± 0.38	0.16 – 1.13	65.1
		Tríceps	0.89 ± 0.65	0.13 – 1.90	73.4

Tabla L. Valores relativos en porcentaje de la CVM: Sin Carga: Fase B.

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	7.17 ± 2.93	3.13 – 11.92	40.8
		Tríceps	1.87 ± 1.16	0.44 – 3.96	62.3
	No dominante	Bíceps	4.18 ± 0.97	2.64 – 5.73	23.4
		Tríceps	1.66 ± 0.73	0.44 – 3.17	44.0
Mujeres	Dominante	Bíceps	10.63 ± 3.88	4.09 – 19.02	36.4
		Tríceps	2.27 ± 1.26	0.72 – 4.72	55.8
	No dominante	Bíceps	9.11 ± 4.74	3.38 – 19.39	52.0
		Tríceps	2.30 ± 0.97	0.26 – 3.72	42.2

Tabla LI. Valores relativos en porcentaje de la CVM: Sin Carga: Fase C.

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	6.81 ± 2.33	2.71 – 10.36	34.2
		Tríceps	2.04 ± 0.97	0.74 – 3.44	47.5
	No dominante	Bíceps	6.02 ± 3.20	1.51 – 9.40	53.2
		Tríceps	1.53 ± 0.83	0.57 – 3.23	54.2
Mujeres	Dominante	Bíceps	10.74 ± 6.63	1.54 – 21.25	61.7
		Tríceps	2.67 ± 2.07	0.44 – 6.56	77.8
	No dominante	Bíceps	10.73 ± 6.82	2.62 – 21.36	63.5
		Tríceps	2.62 ± 1.79	0.32 – 5.88	68.1

Tabla LII. Valores relativos en porcentaje de la CVM: Sin Carga: Fase D.

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Varones	Dominante	Bíceps	4.81 ± 1.80	2.21 – 7.90	37.50
		Tríceps	2.03 ± 1.03	0.67 – 3.60	50.7
	No dominante	Bíceps	4.08 ± 1.77	1.78 – 7.07	43.3
		Tríceps	2.68 ± 1.83	0.43 – 5.34	68.3
Mujeres	Dominante	Bíceps	9.33 ± 6.06	2.40 – 17.49	65.0
		Tríceps	3.23 ± 2.04	0.63 – 6.97	63.1
	No dominante	Bíceps	6.64 ± 4.47	2.50 – 15.86	67.3
		Tríceps	3.04 ± 2.22	0.32 – 8.43	73.0

Al relacionar los valores relativos al porcentaje CVM por fases de cada músculo dominante con su no dominante, encontramos significación estadística ($p < 0.05$) en tríceps durante la fase A ($p = 0.037$).

Atendiendo al sexo de los individuos, aplicamos la T para muestras independientes para relacionar el género con la actividad muscular por lado y fase del ejercicio. Obtuvimos diferencias significativas ($p < 0.05$) en:

- ✓ Lado dominante: bíceps fase A ($p = 0.034$), fase B ($p = 0.026$) y fase D ($p = 0.027$).
- ✓ Lado no dominante: bíceps fase B ($p = 0.003$) y fase C ($p = 0.045$).

Relacionamos entre sí el par agonista/antagonista (bíceps/tríceps) en cada fase del ejercicio, obteniendo una alta significación estadística ($p < 0.001$) tanto en el lado dominante como en el no dominante.

Para establecer relaciones estadísticas entre los diversos valores del estudio (músculo-fase) aplicamos el coeficiente de correlación r de Pearson (Tabla LIII).

Observamos cómo al corregir los valores en función de la CVM casi se duplican el número de correlaciones estadísticamente significativas en ambos lados. En el lado dominante todos los músculos en sus distintas fases establecen una o varias relaciones, en las que sus niveles de significación tienden a variar ligeramente (aumentan o disminuyen) si los comparamos con los valores de actividad máxima. Sin embargo, en el lado no dominante, no solo existen más correlaciones, sino que todos los valores están aumentados. Curiosamente el tríceps fase D de este lado no establece ningún tipo de correlación.

Tabla LIII. Correlaciones entre valores corregidos sobre la CVM en las distintas fases del ejercicio dinámico Sin Carga.

	MUSCULO-FASE	CORRELACIONADO	<i>r</i> de Pearson	Sig. (bilateral)
LADO DOMINANTE	Bíceps Fase A	Bíceps Fase D	0.605	0.002
	Bíceps Fase B	Bíceps Fase B	0.673	0.000
		Tríceps Fase B	0.645	0.001
		Tríceps Fase C	0.626	0.001
	Bíceps Fase C	Bíceps Fase D	0.789	0.000
		Tríceps Fase C	0.679	0.000
	Bíceps Fase D	Tríceps Fase C	0.662	0.001
		Tríceps Fase D	0.667	0.001
	Tríceps Fase A	Tríceps Fase D	0.651	0.001
	Tríceps Fase B	Tríceps Fase C	0.826	0.000
		Tríceps Fase D	0.651	0.001
	Tríceps Fase C	Tríceps Fase D	0.697	0.000
LADO NO DOMINANTE	Bíceps Fase A	Tríceps Fase B	.650	.001
	Bíceps Fase B	Bíceps Fase C	.746	.000
		Bíceps Fase D	.874	.000
		Tríceps Fase C	.710	.000
	Bíceps Fase C	Bíceps Fase D	.801	.000
		Tríceps Fase C	.748	.000
	Bíceps Fase D	Tríceps Fase C	.712	.000
	Tríceps Fase A	Tríceps Fase B	.694	.000
	Tríceps Fase B	Tríceps Fase C	.805	.000

4.4.3.2 EJERCICIO CON CARGA LIGERA

A continuación aparecen reflejadas las tablas correspondientes a los valores electromiográficos relativos en porcentaje de la contracción voluntaria máxima en cada una de las fases (A, B, C, y D) de este ejercicio dinámico (Tablas LIV-LVII).

La mayor actividad del tríceps durante la fase A es común a ambos géneros también en este ejercicio. En las demás fases los valores más altos corresponden al bíceps, registrando los mayores porcentajes en la fase B. Observamos también, salvo en alguna contada excepción, una tendencia a percentiles más altos en mujeres que en hombres (sobre todo en bíceps no dominante).

Tabla LIV. Valores relativos en porcentaje de la CVM: **Carga Ligera: Fase A.**

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V.
Varones	Dominante	Bíceps	0.35 ± 0.20	0.11 – 0.59	57.5
		Tríceps	0.63 ± 0.37	0.18 – 1.39	59.1
	No dominante	Bíceps	0.24 ± 0.09	0.13 – 0.42	38.1
		Tríceps	0.56 ± 0.38	0.21 – 1.48	68.2
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.30 ± 0.20	0.05 – 0.7	68.8
		Tríceps	0.78 ± 0.43	0.16 – 1.3	55.5
	No dominante	Bíceps	0.32 ± 0.17	0.13 – 0.71	53.2
		Tríceps	0.46 ± 0.26	0.13 – 1.15	56.5

Tabla LV. Valores relativos en porcentaje de la CVM: **Carga Ligera: Fase B.**

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V.
Varones	Dominante	Bíceps	12.84 ± 6.34	4.05 – 21.38	49.4
		Tríceps	2.18 ± 1.42	0.67 – 4.64	65.4
	No dominante	Bíceps	13.78 ± 4.23	5.78 – 19.04	30.7
		Tríceps	2.16 ± 1.13	0.64 – 3.81	52.2
Mujeres	Dominante	Bíceps	16.32 ± 7.40	6.54 – 31.61	45.3
		Tríceps	4.07 ± 1.99	1.20 – 7.76	49.0
	No dominante	Bíceps	23.99 ± 10.75	10.60 – 44.77	44.8
		Tríceps	4.41 ± 1.68	0.72 – 6.60	38.2

Tabla LVI. Valores relativos en porcentaje de la CVM: Carga Ligera: Fase C.

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V.
Varones	Dominante	Bíceps	7.54 ± 4.75	0.58 – 16.42	63.0
		Tríceps	1.65 ± 0.69	0.67 – 2.51	42.0
	No dominante	Bíceps	5.52 ± 3.49	1.57 – 11.15	62.9
		Tríceps	1.10 ± 0.63	0.25 – 2.06	57.3
Mujeres	Dominante	Bíceps	5.92 ± 3.27	2.014 – 11.34	55.2
		Tríceps	2.36 ± 1.52	0.57 – 5.30	64.2
	No dominante	Bíceps	7.18 ± 4.15	2.70 – 15.25	57.8
		Tríceps	2.26 ± 1.08	0.32 – 4.11	47.6

Tabla LVII. Valores relativos en porcentaje de la CVM: Carga Ligera: Fase D.

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V.
Varones	Dominante	Bíceps	5.98 ± 3.41	2.21 – 11.35	57.0
		Tríceps	3.79 ± 2.68	0.80 – 7.80	70.7
	No dominante	Bíceps	6.61 ± 3.08	3.13 – 11.32	46.5
		Tríceps	4.48 ± 2.50	1.36 – 8.06	55.8
Mujeres	Dominante	Bíceps	10.77 ± 4.23	5.69 – 20.71	39.2
		Tríceps	4.51 ± 2.01	2.30 – 8.20	44.5
	No dominante	Bíceps	11.30 ± 4.83	2.83 – 17.98	42.7
		Tríceps	5.25 ± 2.12	1.12 – 8.18	40.4

Establecimos una comparativa por fase de cada grupo muscular con su contra-lateral, encontrando significación ($p < 0.05$) en bíceps fase B ($p = 0.029$) y tríceps fase A ($p = 0.42$).

Aplicamos la T de Student para muestras independientes con el fin de establecer relación respecto al género, lado y fase del ejercicio, encontrando diferencias significativas ($p < 0.05$) en:

- ✓ Lado dominante: bíceps fase D ($p = 0.007$), tríceps fase B ($p = 0.017$).
- ✓ Lado no dominante: bíceps fase B ($p = 0.008$) y D ($p = 0.012$), tríceps fase B ($p = 0.001$) y C ($p = 0.005$).

Para establecer relación estadística entre bíceps y tríceps de cada fase y lado, aplicamos la T para muestras relacionadas. Hallamos diferencias muy significativas ($p < 0.001$) en todas las comparaciones.

Para establecer relaciones estadísticas entre los diversos valores del estudio (músculo-fase) aplicamos el coeficiente de correlación r de Pearson (Tabla LVIII).

Tabla LVIII. Correlaciones entre valores corregidos sobre la CVM en las distintas fases del ejercicio dinámico con Carga Ligera.

	MUSCULO-FASE	CORRELACIONADO	r de Pearson	Sig. (bilateral)
LADO DOMINANTE	Bíceps Fase A	Tríceps Fase D	0.708	0.000
	Bíceps Fase B	Bíceps Fase D	0.604	0.002
	Tríceps Fase A	Tríceps Fase B	0.656	0.001
	Tríceps Fase B	Tríceps Fase D	0.689	0.000
	Tríceps Fase C	Tríceps Fase D	0.605	0.002
	LADO NO DOMINANTE	Bíceps Fase B	Bíceps Fase D	0.751
Tríceps Fase B			0.664	0.001
Tríceps Fase C			0.664	0.001
Tríceps Fase A		Tríceps Fase D	0.671	0.000
Tríceps Fase B		Tríceps Fase C	0.660	0.001

Al igual que ocurría en el ejercicio Sin Carga, observamos que al corregir los valores en función de la CVM casi se duplican el número de correlaciones estadísticamente significativas en ambos lados. Comparativamente con la tabla en valores máximos de actividad, resaltamos la aparición de nuevas correlaciones significativas del tríceps en el lado dominante.

4.4.3.3 EJERCICIO CON CARGA PESADA

En las siguientes tablas (LIX-LXII) mostramos los valores electromiográficos relativos en porcentaje de la contracción voluntaria máxima durante las fases A, B, C, y D del ejercicio dinámico con carga pesada.

Los porcentajes para este ejercicio son más altos que en los anteriores, disparándose los valores en la fase B con cifras que superan el 46.9%. Al igual que antes, las mujeres mostraron niveles de actividad mayores que los hombres en prácticamente todas las fases del ejercicio. Salvo en contadas excepciones, la mayoría de coeficientes de variación superaron el 30%.

Tabla LIX. Valores relativos en porcentaje de la CVM: **Carga Pesada: Fase A.**

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V.
Varones	Dominante	Bíceps	1.11 ± 0.25	0.69 – 1.48	23.9
		Tríceps	0.40 ± 0.18	0.18 – 0.65	46.5
	No dominante	Bíceps	0.70 ± 0.31	0.32 – 1.34	43.8
		Tríceps	0.46 ± 0.21	0.22 – 0.97	46.8
Mujeres	Dominante	Bíceps	0.96 ± 0.31	0.14 – 1.28	32.8
		Tríceps	0.91 ± 0.58	0.16 – 2.12	64.1
	No dominante	Bíceps	0.55 ± 0.29	0.30 – 1.18	53.0
		Tríceps	0.57 ± 0.25	0.26 – 1.00	44.4

Tabla LX. Valores relativos en porcentaje de la CVM: **Carga Pesada: Fase B.**

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V.
Varones	Dominante	Bíceps	34.91 ± 18.88	12.42 – 59.4	54.0
		Tríceps	3.36 ± 1.92	0.99 – 5.86	57.1
	No dominante	Bíceps	38.07 ± 8.94	20.36 – 56.24	23.4
		Tríceps	6.32 ± 3.02	2.05 – 11.56	47.7
Mujeres	Dominante	Bíceps	46.92 ± 16.89	21.66 – 86.04	35.9
		Tríceps	8.08 ± 4.23	2.53 – 16.08	52.3
	No dominante	Bíceps	39.94 ± 16.32	9.14 – 67.19	40.85
		Tríceps	11.14 ± 5.55	2.05 – 19.84	49.84

Tabla LXI. Valores relativos en porcentaje de la CVM: Carga Pesada: Fase C.

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	Coef. Variación
Varones	Dominante	Bíceps	8.97 ± 5.21	1.88 – 17.31	58.0
		Tríceps	2.98 ± 1.39	0.95 – 5.60	46.5
	No dominante	Bíceps	7.51 ± 3.59	1.44 – 14.0	47.8
		Tríceps	4.43 ± 2.26	1.22 – 7.1	51.0
Mujeres	Dominante	Bíceps	10.50 ± 5.50	4.12 – 20.79	52.4
		Tríceps	7.31 ± 4.42	1.61 – 12.97	60.4
	No dominante	Bíceps	8.46 ± 4.21	2.95 – 14.58	49.8
		Tríceps	8.17 ± 2.35	4.60 – 11.55	28.8

Tabla LXII. Valores relativos en porcentaje de la CVM: Carga Pesada: Fase D.

GRUPO	LADO	MÚSCULO	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	Coef. Variación
Varones	Dominante	Bíceps	14.75 ± 6.79	3.48 – 26.20	46.0
		Tríceps	6.19 ± 3.96	1.73 – 11.26	64.1
	No dominante	Bíceps	18.35 ± 10.36	5.74 – 32.26	56.4
		Tríceps	10.83 ± 6.02	3.17 – 21.99	55.5
Mujeres	Dominante	Bíceps	23.26 ± 10.80	8.91 – 49.02	46.4
		Tríceps	16.49 ± 7.81	4.38 – 28.01	47.4
	No dominante	Bíceps	20.45 ± 11.87	8.57 – 47.59	58.0
		Tríceps	20.51 ± 9.56	3.71 – 36.48	46.6

Analizamos estadísticamente la relación entre lado dominante y no dominante en cada fase del ejercicio, obteniendo diferencias significativas en los tríceps fases B y D ($p < 0.05$) y muy significativas en los bíceps fase A ($p < 0.001$).

Usamos la T de Student para muestras independientes con objeto de relacionar el sexo de los individuos con los resultados obtenidos por lado y fase del ejercicio. Hallamos diferencias significativas ($p < 0.05$) en:

- ✓ Lado dominante: bíceps fase D ($p = 0.036$), tríceps fase A ($p = 0.011$), fase B ($p = 0.003$), fase C ($p = 0.005$) y fase D ($p = 0.001$).

- ✓ Lado no dominante: tríceps fase B ($p=0.019$), fase C ($p=0.001$) y fase D ($p=0.009$).

Relacionamos entre sí el par agonista/antagonista (bíceps/tríceps) en cada fase del ejercicio mediante la T para muestras relacionadas. Como resultado obtuvimos:

- ✓ Diferencias muy significativas ($p<0.001$) en ambos lados para la fase B del movimiento.
- ✓ Diferencias significativas ($p<0.05$) en las fases A, C y D del lado dominante.

Para establecer relaciones estadísticas entre los diversos valores del estudio (músculo-fase) aplicamos el coeficiente de correlación r de Pearson (Tabla LXIII).

Tabla LXIII. Correlaciones entre valores corregidos sobre la CVM en las distintas fases del ejercicio dinámico con Carga Pesada.

	MUSCULO-FASE	CORRELACIONADO	r de Pearson	Sig. (bilateral)
LADO DOMINANTE	Tríceps Fase A	Tríceps Fase D	0.617	0.002
	Tríceps Fase B	Tríceps Fase C	0.834	0.000
		Tríceps Fase D	0.927	0.000
	Tríceps Fase C	Tríceps Fase D	0.906	0.000
LADO NO DOMINANTE	Tríceps Fase B	Tríceps Fase C	0.648	0.001
		Tríceps Fase D	0.769	0.000

Observamos como la tendencia se revierte en esta Tabla, disminuyendo sensiblemente el número de correlaciones encontradas al corregir los valores en función de la CVM. Destacable la ausencia del bíceps en ninguna correlación estadísticamente significativa.

4.4.4 COMPARATIVA GRÁFICA DEL PORCENTAJE CVM POR FASES DEL EJERCICIO DINÁMICO.

A partir de las gráficas obtenidas (Figura 35-37) vamos a comparar el comportamiento de la señal electromiográfica en cada fase de los tres ejercicios realizados.

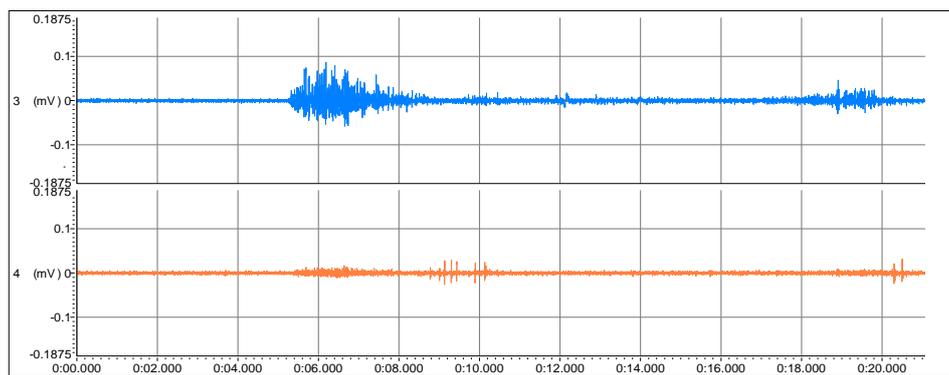


Figura 35. *EMGs Sin Carga (sin filtrar).*

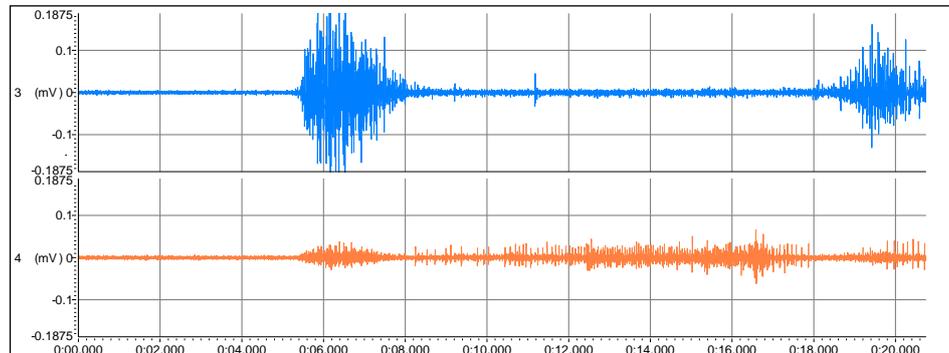


Figura 36. *EMGs Carga Ligera (sin filtrar).*

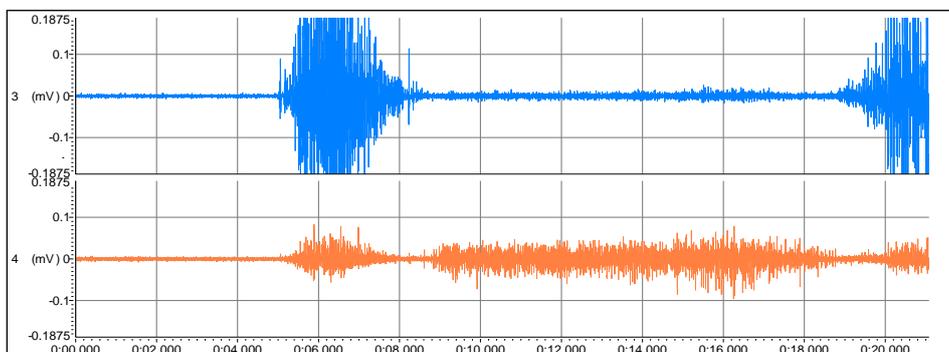


Figura 37. *EMGs Carga Pesada (sin filtrar).*

Separamos la población en hombres y mujeres. En cada una de las figuras, de la 38 a la 45, mostramos los porcentajes de los valores máximos de actividad corregidos mediante la CVM para los cuatro grupos musculares estudiados, Bíceps D (Dominante), Bíceps ND (No Dominante), Tríceps D (Dominante) y Tríceps ND (No Dominante).

4.4.4.1 FASE A

En los varones (Figura 38) se observa que al aumentar la carga también aumenta la actividad del bíceps y disminuye la del tríceps bilateralmente. Durante esta fase del ejercicio Sin Carga se recoge una mayor actividad del tríceps.

En las mujeres (Figura 39) aparece una mayor actividad en ambos grupos musculares durante el ejercicio Sin Carga. Al aumentar ligeramente la carga la actividad disminuye.

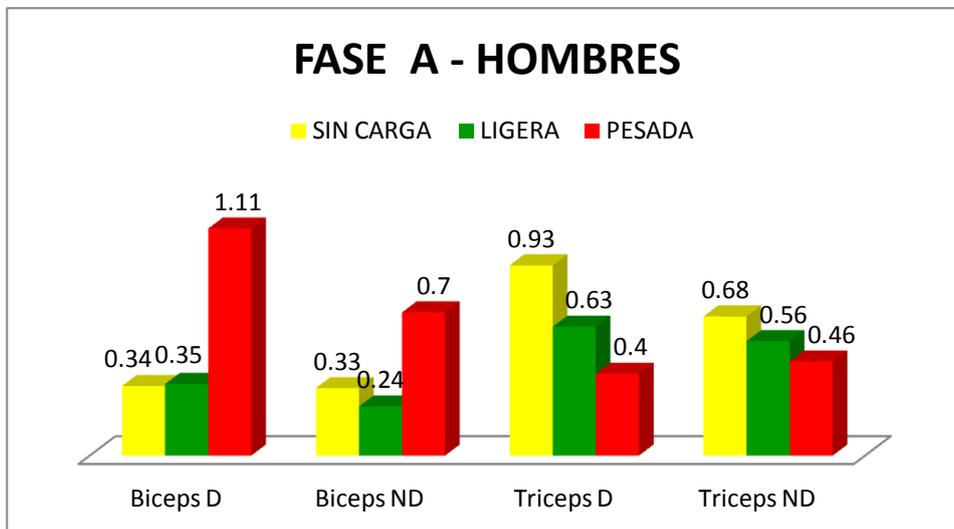


Figura 38. Hombres: Comparativa entre ejercicios durante la fase A (%).

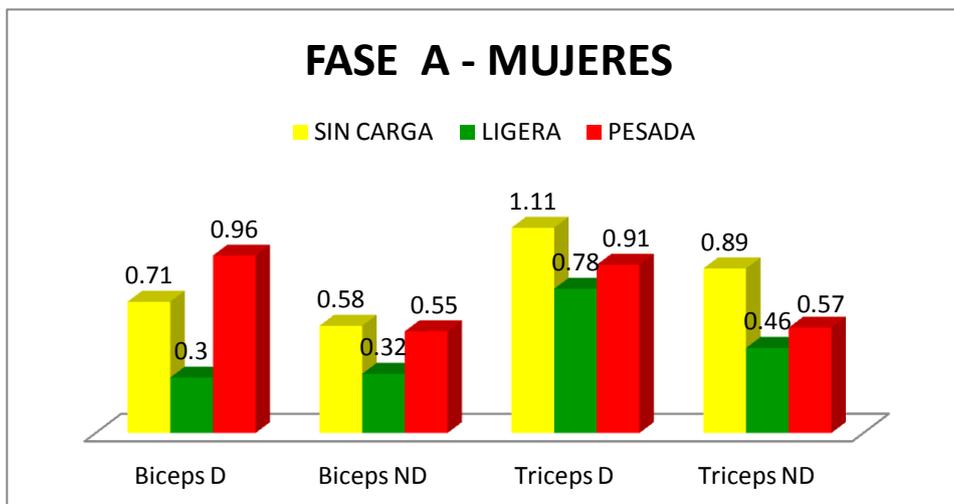


Figura 39. Mujeres: Comparativa entre ejercicios durante la fase A (%).

4.4.4.2 FASE B

Como observamos en las Figuras 40 y 41, esta fase sigue un patrón gráfico de intensidades similar en ambos sexos. Las mujeres presentan porcentajes relativos a la CVM más elevados en todos los ejercicios, siendo el de Carga Pesada el que presentó mayor exigencia para los bíceps de los voluntarios, con valores que rondaron el 38% (hombres) y 47% (mujeres) de la fuerza máxima.

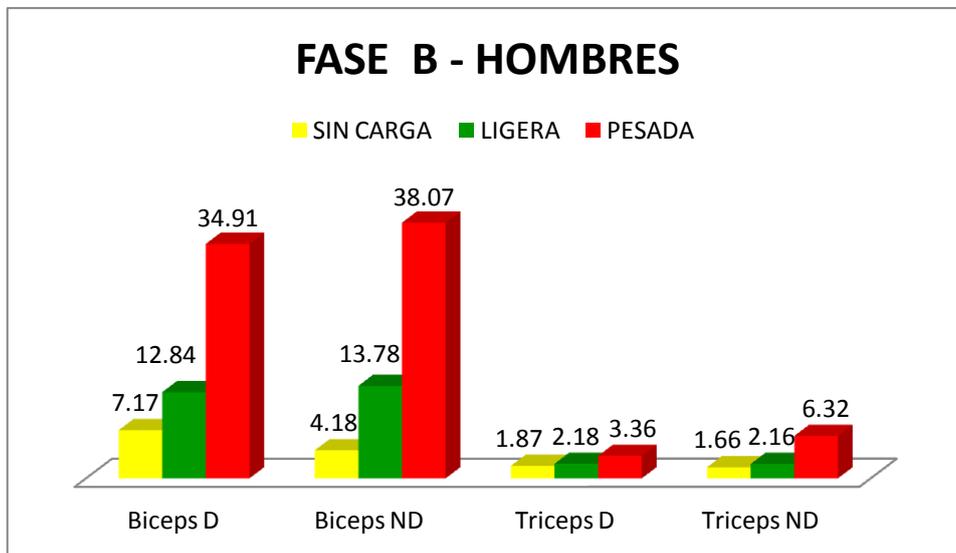


Figura 40. Hombres: Comparativa entre ejercicios durante la fase B (%).

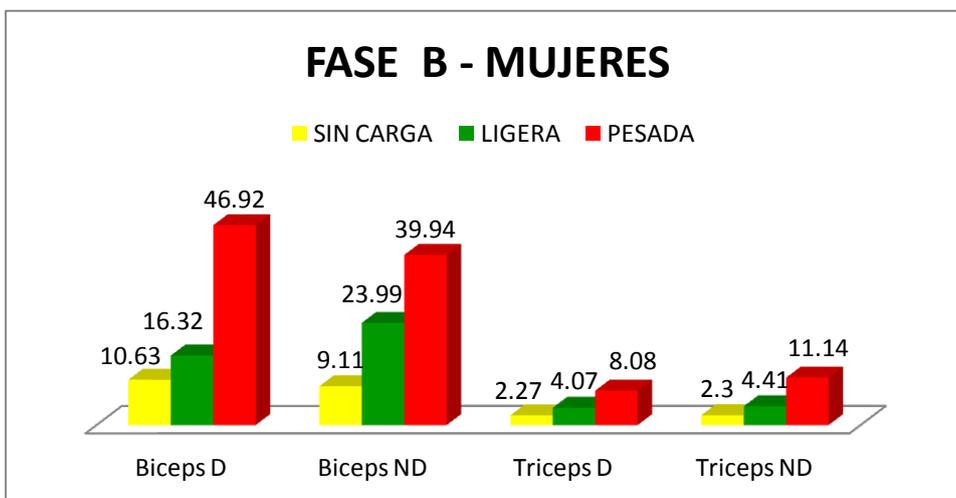


Figura 41. Mujeres: Comparativa entre ejercicios durante la fase B (%).

4.4.4.3 FASE C

En esta fase no existen tantas diferencias en cuanto a la carga (Figuras 42 y 43), aunque la tendencia es creciente conforme a esta. En las mujeres observamos que dicha actividad también aumenta con la carga sometida, aunque en el ejercicio Sin Carga para el bíceps los registros son bastante altos.

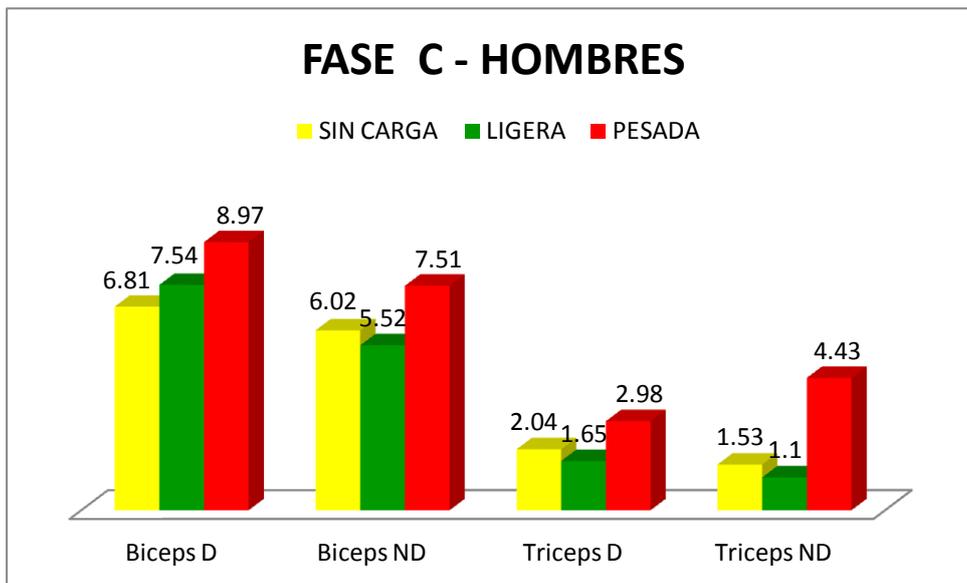


Figura 42. Hombres: Comparativa entre ejercicios durante la fase C (%).

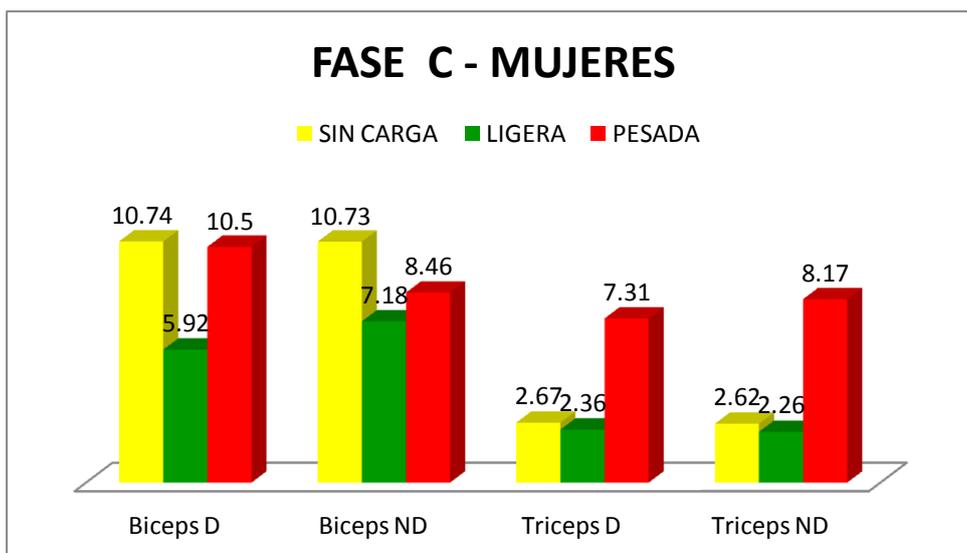


Figura 43. Mujeres: Comparativa entre ejercicios durante la fase C (%).

4.4.4.4 FASE D

Al igual que ocurría en la fase B, volvemos a encontrarnos con patrón gráfico (Figuras 44 y 45) que tiende a incrementar sus valores con la carga del ejercicio. Resaltamos el aumento de los porcentajes en el ejercicio con Carga Pesada, destacando los valores que alcanzan ambos Tríceps (Dominante y No Dominante) en las mujeres.

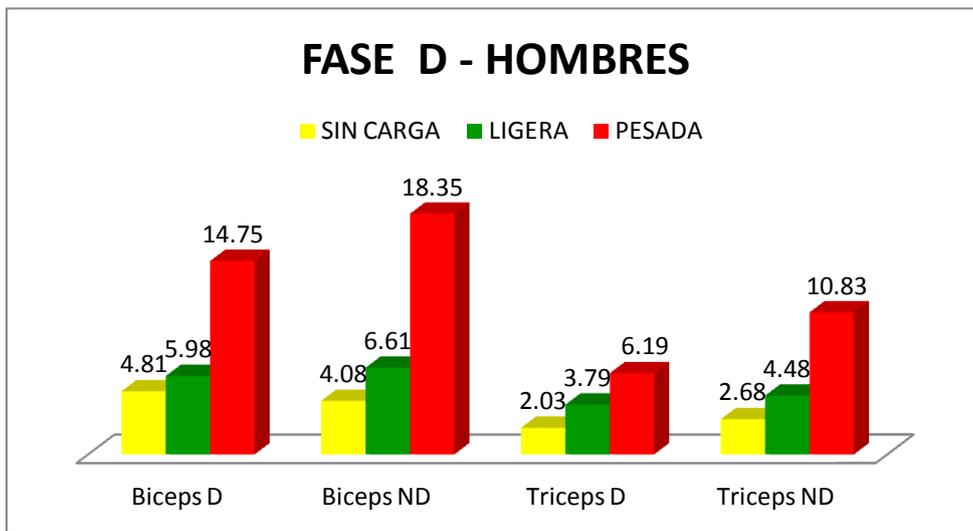


Figura 44. Hombres: Comparativa entre ejercicios durante la fase D (%).

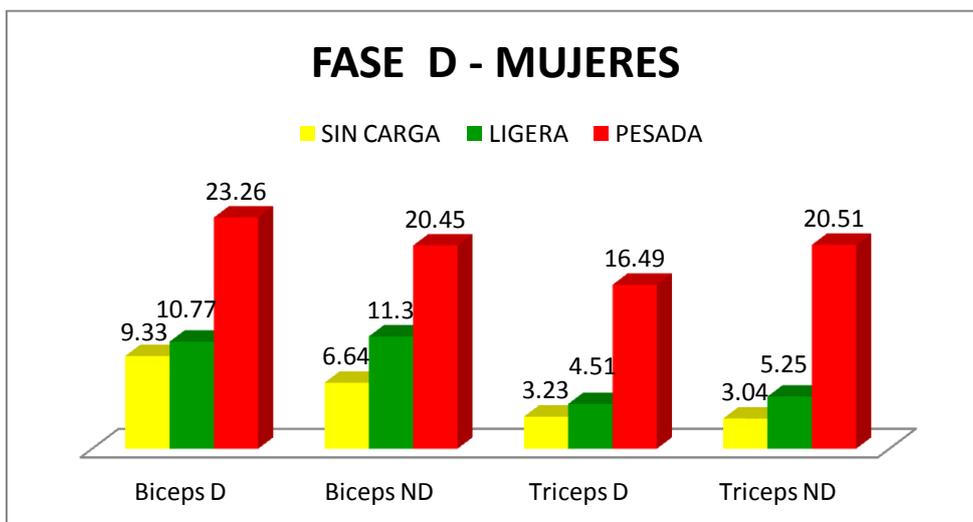


Figura 45. Mujeres: Comparativa entre ejercicios durante la fase D (%).

4.4.4.5 CORRELACIÓN ENTRE ACTIVIDAD EMGS MÁXIMA Y FUERZA MÁXIMA.

Las tablas siguientes muestran los valores máximos de fuerza isométrica con su correspondiente actividad EMGS máxima para cada uno de los sujetos del estudio. Al analizar las correlaciones entre los valores de fuerza con los de actividad electromiográfica observamos que:

Tabla LXIV. Máximos de fuerza isométrica y actividad EMGs en **HOMBRES**.

CASO	FUERZA MÁXIMA (N)				ACTIVIDAD ELECTROMIOGRÁFICA (mV)			
	Dominante		No Dominante		Dominante		No Dominante	
	Bíceps	Tríceps	Bíceps	Tríceps	Bíceps	Tríceps	Bíceps	Tríceps
1	214	138.3	224	133.4	0.96	0.79	0.90	0.75
2	179.2	164	205.5	193.2	1.38	1.10	1.25	1.35
3	261	207.7	248	196.6	1.37	1.35	1.40	1.34
4	234.9	153.9	251.8	180.6	1.22	1.21	1.09	1.04
5	259.9	234.4	277.6	246.4	0.81	0.80	1.09	0.73
6	273.6	231	260.7	228.6	1.10	0.99	1.23	0.79
7	268.2	186.8	288.7	179.7	1.26	1.04	1.16	1.18
8	224	144.5	214	134.8	1.32	1.04	1.42	1.18
9	215	138.8	212.6	133.9	1.31	0.99	1.26	1.18
10	261	207.7	248	196.6	1.37	1.35	1.40	1.34
11	259.9	234.4	277.6	246.4	0.81	0.80	1.09	0.73

Tabla LXV. Máximos de fuerza isométrica y actividad EMGs en **MUJERES**.

CASO	FUERZA MÁXIMA (N)				ACTIVIDAD ELECTROMIOGRÁFICA (mV)			
	Dominante		No Dominante		Dominante		No Dominante	
	Bíceps	Tríceps	Bíceps	Tríceps	Bíceps	Tríceps	Bíceps	Tríceps
1	153.4	139.7	126.3	115.6	1.08	0.65	1.03	0.55
2	120.1	88.9	117.4	99.2	1.10	0.74	1.29	0.88
3	193.5	79.6	206.4	103.6	0.97	0.83	0.76	0.85
4	179.5	78.7	146.8	64	0.81	0.81	0.84	0.61
5	143	128	140	112	0.80	0.85	0.90	0.54
6	130.8	122.7	139.7	121.4	0.88	0.85	1.23	0.97
7	135.4	125.2	128.7	115.9	1.26	1.30	1.33	1.13
8	137	85.4	135.1	89.8	1.40	1.01	1.19	0.51
9	146.8	105	130.3	84.5	1.17	1.36	1.11	0.51
10	142.8	131.6	167	125.6	1.06	0.81	0.97	0.32
11	139.7	80.9	123.2	92.5	1.24	1.03	1.07	0.82
12	137	85.4	135.1	89.8	1.40	0.82	1.19	0.51

4.4.4.6 CORRELACIÓN ENTRE ACTIVIDAD EMGs MÁXIMA Y ANTROPOMETRÍA.

A continuación mostramos las correlaciones entre la actividad electromiográfica máxima y los valores antropométricos por lados. Se observa que el lado no dominante en los varones presenta los mayores niveles de significación.

Tabla LXVI. Correlación entre actividad EMGs máxima y valores antropométricos LADO DOMINANTE.

Sexo			Contorno D	Pliegue Tríceps D	Pliegue Bíceps D
Varones (n=11)	Bíceps	Correlación de Pearson	-0.274	-0.603	-0.457
		Sig. (bilateral)	0.415	0.049	0.158
	Tríceps	Correlación de Pearson	0.253	-0.560	-0.431
		Sig. (bilateral)	0.453	0.073	0.186
Mujeres (n=12)	Bíceps	Correlación de Pearson	-0.596	-0.281	-0.246
		Sig. (bilateral)	0.041	0.376	0.441
	Tríceps	Correlación de Pearson	0.147	0.153	0.137
		Sig. (bilateral)	0.649	0.636	0.671

Tabla LXVII. Correlación entre actividad EMGs máxima y valores antropométricos LADO DOMINANTE.

Sexo			Contorno ND	Pliegue Tríceps ND	Pliegue Bíceps ND
Varones (n=11)	Bíceps	Correlación de Pearson	-0.290	-0.774	-0.775
		Sig. (bilateral)	0.387	0.005	0.005
	Tríceps	Correlación de Pearson	-0.226	-0.653	-0.685
		Sig. (bilateral)	0.503	0.029	0.020
Mujeres (n=12)	Bíceps	Correlación de Pearson	-0.491	0.297	-0.199
		Sig. (bilateral)	0.105	0.348	0.535
	Tríceps	Correlación de Pearson	0.089	0.489	0.085
		Sig. (bilateral)	0.783	0.107	0.792

Hemos realizado un estudio de regresión múltiple lineal usando como variables criterio las variables electromiográficas máximas (CVM) para bíceps y tríceps, dominantes y no dominantes. Como variables predictoras hemos empleado las variables antropométricas de su extremidad, todo ello separado por sexos.

En cuanto a la fuerza global de la asociación se ha obtenido lo siguiente (Tabla LXVIII), observándose que la mayoría de los coeficientes de correlación están por debajo de 0.8, indicando que la asociación no es fuerte.

Tabla LXVIII. Fuerza global de asociación.

Músculo - Lado	Sexo	R	R cuadrado	R cuadrado corregida	Error típ. de la estimación
Bíceps dominante	Varón	0.815	0.664	0.520	0.15250
	Mujer	0.612	0.374	0.139	0.19207
Tríceps dominante	Varón	0.865	0.748	0.640	0.12110
	Mujer	0.166	0.028	0.337	0.31329
Bíceps no dominante	Varón	0.807	0.651	0.502	0.11437
	Mujer	0.892	0.795	0.718	0.09619
Tríceps no dominante	Varón	0.738	0.545	0.349	0.20894
	Mujer	0.620	0.384	0.154	0.22064

Para comprobar si las relaciones son significativas realizamos el análisis de varianza y el contraste mediante F de Snedecor. Mostramos los valores de significación obtenidos en la siguiente tabla (Tabla LXIX):

Tabla LXIX. Análisis de la varianza y el contraste (F de Snedecor).

Músculo - Lado	Sexo	F Snedecor	Significación
Bíceps dominante	Varón	4.616	0.044
	Mujer	1.593	0.266
Tríceps dominante	Varón	6.925	0.017
	Mujer	0.076	0.971
Bíceps no dominante	Varón	4.358	0.050
	Mujer	10.342	0.004
Tríceps no dominante	Varón	2.791	0.119
	Mujer	1.665	0.251

A continuación, se muestran los coeficientes B y Beta de regresión para cada grupo muscular (Tablas LXX, LXXI, LXXII Y LXXIII), el contraste T de Student para comprobar la significación de los coeficientes y la probabilidad de hallar un valor T igual o menor que el hallado. No se observa una relación constante entre las variables antropométricas y la actividad máxima.

Tabla LXX. Coeficientes B y Beta de regresión para BÍCEPS DOMINANTE.

		Coeficientes				
Sexo	Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	Sig.
		B	Error típ.	Beta		
Varones	(Constante)	1.395	0.529		2.636	0.034
	Contorno D	-0.005	0.016	-0.075	-0.331	0.751
	Pliegue Tríceps D	-0.126	0.043	-2.762	-2.948	0.021
	Pliegue Bíceps D	0.247	0.102	2.239	2.409	0.047
Mujeres	(Constante)	2.489	0.647		3.849	0.005
	Contorno D	-0.061	0.031	-0.705	-1.941	0.088
	Pliegue Tríceps D	0.002	0.028	0.034	0.061	0.953
	Pliegue Bíceps D	0.018	0.068	0.146	0.267	0.796

Tabla LXXI. Coeficientes B y Beta de regresión para TRÍCEPS DOMINANTE.

		Coeficientes				
Sexo	Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	Sig.
		B	Error típ.	Beta		
Varones	(Constante)	0.121	0.420		0.289	0.781
	Contorno D	0.031	0.013	0.469	2.390	0.048
	Pliegue Tríceps D	-0.120	0.034	-2.875	-3.541	0.009
	Pliegue Bíceps D	0.230	0.081	2.280	2.831	0.025
Mujeres	(Constante)	0.605	1.055		0.574	0.582
	Contorno D	0.009	0.051	0.084	0.185	0.858
	Pliegue Tríceps D	0.006	0.046	0.096	0.137	0.894
	Pliegue Bíceps D	0.001	0.111	0.005	0.007	0.994

Tabla LXXII. Coeficientes B y Beta de regresión para BÍCEPS NO DOMINANTE.

		Coeficientes				
Sexo	Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	Sig.
		B	Error típ.	Beta		
Varones	(Constante)	2.060	0.645		3.193	0.015
	Contorno ND	-0.018	0.019	-0.297	-0.928	0.384
	Pliegue Tríceps ND	0.017	0.046	0.493	0.376	0.718
	Pliegue Bíceps ND	-0.097	0.101	-1.222	-0.963	0.368
Mujeres	(Constante)	2.183	0.345		6.336	0.000
	Contorno ND	-0.062	0.016	-0.797	-3.771	0.005
	Pliegue Tríceps ND	0.044	0.010	1.059	4.556	0.002
	Pliegue Bíceps ND	-0.040	0.023	-0.446	-1.784	0.112

Tabla LXXIII. Coeficientes B y Beta de regresión para TRÍCEPS NO DOMINANTE.

		Coeficientes				
Sexo	Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	Sig.
		B	Error típ.	Beta		
Varones	(Constante)	2.703	1,179		2.293	0.056
	Contorno ND	-0.037	0.034	-0.388	-1.061	0.324
	Pliegue Tríceps ND	0.074	0.083	1.335	0.890	0.403
	Pliegue Bíceps ND	-0.247	0.185	-1.939	-1.337	0.223
Mujeres	(Constante)	0.520	0.790		0.658	0.529
	Contorno ND	-0.010	0.038	-0.096	-0.263	0.799
	Pliegue Tríceps ND	0.048	0.022	0.889	2.208	0.058
	Pliegue Bíceps ND	-0.058	0.052	-0.487	-1.123	0.294

4.5 RELACIÓN EXTENSORES/FLEXORES.

A partir de los datos de fuerza máxima isométrica del bíceps y tríceps y de sus correspondientes registros electromiográficos máximos hemos obtenido la relación extensores/flexores para ambos lados y separados por sexos.

Tabla LXXIV. Relación extensores/flexores por género y lado.

GRUPO	LADO	RELACIÓN Extensores/ flexores	MEDIA + SD	RANGO Min-Max	C.V. (%)
Hombres (n=11)	Dominante	Fuerza (N)	0.77 ± 0.11	0.65 – 0.92	14.72
		EMGS (mV)	0.89 ± 0.1	0.76 – 0.99	10.85
	No dominante	Fuerza (N)	0.76 ± 0.13	0.60 – 0.94	16.75
		EMGS (mV)	1.18 ± 0.15	0.90 – 1.37	13.14
Mujeres (n=12)	Dominante	Fuerza (N)	0.73 ± 0.19	0.41 – 0.94	26.57
		EMGS (mV)	0.88 ± 0.31	0.59 – 1.66	35.14
	No dominante	Fuerza (N)	0.73 ± 0.15	0.44 – 0.92	20.90
		EMGS (mV)	1.18 ± 0.32	0.67 – 1.74	27.51

Encontramos que no existen diferencias significativas ni entre grupos, ni en fuerza, ni en EMGs. Al comparar intra grupo observamos diferencias significativas ($p < 0.05$) en la EMGs de los hombres entre el lado dominante.

4.5.1. COMPARACIONES INTRA GRUPO (DOMINANTE VS NO DOMINANTE)

Al establecer la comparativa intra grupo entre lado dominante y no dominante (Tabla LXVII), observamos que existen diferencias significativas entre EMGs, siendo $p < 0.001$ en hombres y $p < 0.05$ en mujeres. No hallamos nivel de significación entre la fuerza en ninguno de los sexos.

Tabla LXXV. Comparación intra grupo (D vs ND).

GRUPO	VARIABLE	Media de las diferencias + SD	Significación
Hombres (n=11)	FUERZA (N)	0,01 ± 0,04	n.s.
	EMGS (mV)	-0,29 ± 0,2	P<0,001
Mujeres (n=12)	FUERZA (N)	-0,002 ± 0,1	n.s
	EMGS (mV)	-0,35 ± 0,44	P<0,05

5. DISCUSIÓN.

5.1 ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD.

Hemos analizado la reproducibilidad de las determinaciones de la fuerza máxima isométrica mediante un análisis de la variabilidad intra individuo, entendiendo esta como las variaciones intraobservador e interdía. Por otro lado hemos comprobado la repetitividad del test entre dos exploradores entrenados, encontrando que existe una alta reproducibilidad de las mediciones, tanto en las obtenidas por diferentes exploradores como en las conseguidas por el mismo explorador en dos ocasiones distintas.

La variabilidad test-retest se describe habitualmente usando la comparación de medias mediante la T de Student para datos pareados, el coeficiente de correlación intra clase (CCI) (Bland y Altman 1990) y el error técnico de medida (Engstrom 1988).

Al igual que otros autores, la fiabilidad relativa se determinó mediante el cálculo del Coeficiente de Correlación Intraclase con un mínimo del 95% de intervalo de confianza entre las diferentes sesiones (Shorut y Fleiss, 1979).

El CCI se ha interpretado siguiendo las indicaciones de Munro et al. (1986) que establecen valores de 0,50 a 0,69 como “moderados”, de 0,70 a 0,89 como “altos” y de 0,90 y superiores como “excelentes”. Según esta clasificación, todos nuestros valores son altos o excelentes, siendo mejores los obtenidos en la variabilidad interobservadores que en la intraobservador.

Se utilizó la prueba de t-test para datos pareados para examinar las diferencias entre los grupos creados no observándose ninguna diferencia.

También se ha determinado el coeficiente de variación (CV) de cada variable mediante la ecuación $CV = \text{desviación típica} / \text{media} \times 100$; siguiendo a Carrasco (1989) aceptamos como poblaciones homogéneas las inferiores al 33% de CV.



Figura 46: *Obtención de la fuerza máxima isométrica.*

5.2 POBLACIÓN.

Buscando en la literatura científica encontramos una gran variedad de líneas de estudio basadas en pacientes con diversas patologías, como PBO (Sheffler et al., 2012; Tung et al., 2003; Benaim et al., 1999), PCE (Doix et al., 2013; Braendvik et al., 2012; Akataki et al., 1996), tetraplejia (De Vargas et al., 2011; Cremoux et al. 2012), Duchenne (Priez et al., 1992; Frascarelli et al., 1988; Melkonian et al., 1980), cervicalgia (Suter et al., 2002) o epicondilalgia (De Smedt et al., 2007; Bauer et al., 1999; Kelley et al., 1994; Glazebrook et al., 1994), siendo muy pocos los que han trabajado con una línea similar a la nuestra.

Nuestro trabajo, al igual que Pereira et al. (2011), Bazzuchi et al. (2011), Zuniga et al. (2010) y Colson et al. (2009) entre otros, está diseñado sobre voluntarios sanos no deportistas, con la idea de describir los cambios electromiográficos de bíceps y tríceps en esta población. Otros autores (Ikegawa et al., 2008; Ojanen et al., 2007; Wei et al., 2006; Bompa et al., 1990) optaron sin embargo por una muestra con sujetos deportistas entrenados en alguna disciplina. Este factor está aceptado como determinante en los registros (sujetos entrenados tendrán valores EMGs y dinamométricos más altos).

Para valorar la fuerza isométrica máxima de bíceps y tríceps nos basamos en el protocolo de Andrews et al. (1996), clásico estudio de referencia sobre posicionamiento y valores estándar sobre un grupo específico de población sana (entre 50 y 79 años). Coincidimos con él al comparar factores como el género, la talla, dominancia, etc., aunque nosotros usamos menos voluntarios y más jóvenes.

Establecimos nuestro rango de edad entre 19 y 23 años, mientras que otros estudiaron poblaciones más heterogéneas. Así, Bäckman et al. (1980) realizó sus test sobre chicos entre 3.5 y 15 años, Bohannon (1986) en mujeres de entre 20 y 40 años, y Poulin et al. (1992) amplió la ratio entre 20 y 60. Otros autores establecieron distintos rangos de edad en sus estudios, seleccionando voluntarios jóvenes y ancianos para más tarde establecer esto como criterio de comparación (Dalton et al., 2010; Valour et al., 2002; Pousson et al., 2001; Buchman et al., 2000).

Hemos utilizado un total de 23 sujetos, número que está por encima del de otros estudios como el de Yasuda et al. (2012), Dartnall et al. (2011) y Gauche et al. (2009) que trabajaron sobre 10 voluntarios, y en la misma línea de Pereira et al. (2011), Colson et al. (2009), Page et al. (2003) y Evetovich et al. (2003) que rondaron entre los 20-30 sujetos.

Al igual que Zuniga et al. (2010), Buchman et al. (2000), Andrews et al. (1996) y Miller et al. (1993), usamos tanto a hombres como a mujeres para el estudio, con la idea de comparar posteriormente los datos entre sí. Encontramos diferencias significativas entre ambos, hecho que confirma la creencia de que el género es otro factor determinante en los resultados (Freedson et al., 1993; Askew et al., 1987).

También comparamos la influencia de la lateralidad en los resultados (Williams et al., 2002; Askew et al., 1987; Bilodeau et al., 1992), coincidiendo con nuestros predecesores en la importancia de diferenciar dominante de no dominante. El hecho de encontrar multitud de correlaciones y altos niveles de significación lo confirman también como factor modulante. Andrews et al. (1996) midieron musculatura de brazos y piernas, encontrando diferencias significativas exclusivamente entre lado en el miembro superior.

Nicolay y Walker (2005) y Andrews et al. (1996), más en nuestra línea, encontraron diferencias significativas ($p < 0.001$) relacionando variables antropométricas, dominancia y género. Coincidimos al afirmar que los hombres poseen los valores más altos, tanto en EMGs como en dinamometría manual, y que el peso y la talla son directamente proporcionales a los resultados.

5.3 INSTRUMENTAL.

Para medir la fuerza máxima hemos usado el dinamómetro manual MicroFET3, aparato novedoso usado también por otros autores como Antúnez et al. (2012) o Li et al. (2006). Varios estudios publicados han demostrado que este test proporciona resultados fiables y reproducibles, tanto a través de múltiples pruebas de un solo evaluador como a través de varios evaluadores (Clarke et al., 2012; Kimura et al., 1996). Incluso existe un artículo en el que varios médicos e investigadores han documentado una serie de normas para pruebas musculares en poblaciones específicas (Andrews et al., 1996; Bohannon et al. 1997), aunque usando un dinamómetro distinto al nuestro y más antiguo.

Hemos observado que este aparato goza de gran reproductibilidad, lo cual unido a su buena manejabilidad y reducidas dimensiones lo convierten en una gran herramienta clínica. Hasta la fecha, la mayoría de trabajos científicos usaban otros aparatos como el NMMT: Nicholas Manual Muscle Tester (Horvat et al., 1994) y otros modelos de MicroFET (Harada et al., 2010; Taniwaki et al., 2000).

Este aparato también permite la medición del ángulo en el que se desempeña la fuerza (Burns y Spanier, 2005), aunque nosotros no usamos este dato en nuestro estudio.

Otros autores, como Van den Beld et al. (2011) y Milias (2008), realizaron sus estudios con un nuevo tipo de dinamómetro motorizado que parece mejorar las prestaciones del manual. Pensamos que de haber podido usar esta variante mejorada podríamos haber obtenido resultados aún más precisos, aunque según nuestro criterio es, lo más importante es la metodología y una buena colaboración por parte del sujeto.

Para captar la señal electromiográfica usamos un electromiógrafo de superficie Biometrics SX230, utilizado antes sobre los flexo-extensores de codo por otros autores como y Koike et al. (2007). Con nuestro mismo aparato, Harwood et al. (2011 y 2008) usó los 8 canales, encontrando diferencias electromiográficas significativas por sexo y edad de la musculatura flexo-extensora de codo y cuádriceps.

Estos estudios coinciden con nosotros en que la gran ventaja de este modelo radica en llevar integrados los dos electrodos en el mismo terminal, al contrario que ocurría en otros aparatos anteriores que llevaban los electrodos en cables distintos (Staundenmann et al., 2007). El propio Harwood et al. (2011 y 2008) usó para sus estudios los 8 canales de registro, aunque nosotros solo usamos 4 para el nuestro.

5.4 PROCEDIMIENTO.

5.4.1 FUERZA MÁXIMA.

De entre las técnicas para el desarrollo de la fuerza “*break*” y “*make*” (Bohannon, 1988), usamos esta última, verificada por Burns y Spanier (2005) como la de elección para los estudios con dinamómetros isométricos manuales.

Colocamos al paciente en decúbito supino, con el brazo a la largo del cuerpo y el antebrazo en una flexión de 90°. Según de Rainoldi et al. (1999), al ser bíceps y tríceps músculos biarticulares y tener clara influencia en el hombro, esta sería la colocación ideal que nos permite realizar las mediciones aislando al máximo la articulación del codo. Otros estudios colocan a los voluntarios sentados con el brazo anclado a un soporte (Gabriel et al., 2007), pero el empuje del tronco y la posición del cuerpo en el espacio puede modificar los valores obtenidos (Holmes et al., 2012). Para evitar variaciones indeseadas en los resultados, controlamos la posición de la mano (Donkers et al., 1993), y del antebrazo (Chou et al., 2009; Furubayashi et al., 1990), colocándolo en supinación máxima para todos los sujetos. Esta posición está aceptada como la de máxima ventaja mecánica máxima para la flexión.

Creemos que el exhaustivo control de la postura es uno de los factores que ha permitido la alta reproductibilidad y fiabilidad intra e inter observador de nuestro estudio.

5.4.2. FUERZA DINÁMICA.

La posición para esta medición fue la misma que para la fuerza máxima. Usamos mancuernas de 1 kg Y 3 kg por ser un elemento de fácil utilización. Otros autores utilizaron cinchas de lastre con peso a la altura de la muñeca (Koo et al., 2005), dinamómetros isométricos anclados a la pared (Hug, 2009), e incluso células de carga isocinéticas (Gabriel et al. 2009). Al parecer, la parte distal del antebrazo sería la zona más recomendable para ejercer cualquier tipo de fuerza o resistencia sin que esta pueda influir en los resultados (la musculatura de la mano no entraría en la ecuación). Sin embargo nosotros no tuvimos en cuenta estas recomendaciones para nuestro trabajo.

Consideramos las mancuernas de 1kg como la carga más ligera, ya que los juegos de mancuernas básicas suelen ir de 1 a 4 kg No elegimos cargas menores a medio kilo por considerarlas estímulo insuficiente para ambos sexos. Escogimos la mancuerna de 3kg como carga pesada al considerarla carga suficiente para la mayoría de población (especialmente en mujeres), al no ser una población deportista.

5.4.3. ELECTROMIOGRAFÍA.

Seguimos el protocolo de De Luca (1997). Según las recomendaciones SENIAM (*Surface ElettroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*), para la adquisición de señales mioeléctricas se colocan dos electrodos sobre la piel alineados con las fibras musculares. La distancia entre los electrodos debe ser, en general, de dos centímetros aproximadamente. De ahí la ventaja de usar terminales bipolares como los de nuestro estudio, que recogen los dos

electrodos en una misma pegatina y a la distancia y orientación correctas.

Por último, se debe colocar un tercer electrodo de referencia en un lugar alejado del músculo sobre el que se realiza la medición. A tal efecto, elegimos el tobillo como lugar de ubicación para evitar interferir en los movimientos de las extremidades superiores.

Estandarizamos al máximo la colocación de los electrodos en los voluntarios para hacerla lo más homogénea posible. Está demostrado que la posición de los electrodos influye de manera determinante en los resultados dependiendo del tipo de contracción (Mercer et al., 2006; Jensen et al., 1993). Recientemente se demostró como al cambiar la colocación de los electrodos sobre el bíceps para un mismo ejercicio excéntrico, se obtenían resultados EMGs distintos (Piitulainen et al., 2009). Siguiendo una línea parecida, DeFreitas et al. (2010) encontró diferencias entre sexos a la hora de localizar la zona de inervación (IZ) en función de la longitud del húmero. Por todo esto consideramos fundamental seguir un adecuado protocolo de colocación teniendo en cuenta estos factores.

Al igual que Ahamed et al. (2012), creemos que la conexión *wireless* del sensor al ordenador facilita la realización del ejercicio. Al eliminar el cableado, la toma de datos es mucho más cómoda tanto para el voluntario como para el examinador. Pensamos que este factor también ha contribuido a la reproductibilidad y fiabilidad del estudio, por lo que recomendamos su uso para futuras investigaciones.

5.4.4. ANALISIS DE LA SEÑAL

La señal electromiográfica recogida en superficie, además de ser una señal de baja amplitud, se suma la componente de ruidos propios del cuerpo y ajenos a él. De ahí la necesidad de filtrado para discriminarla de otras señales no deseadas (Díaz, 2013). De los distintos tipos de filtros que ofrece la tecnología electromiográfica (Average filter, offset filter, mean filter, etc.) nos decantamos por el RMS o media cuadrática, ya que nos proporciona una señal fácilmente interpretable (Sporrong et al., 1996; Lee et al., 2010). Coincidimos con estos en que el análisis numérico es más sencillo, aunque visualmente sea menos espectacular. En cambio, otros autores como Potvin y Brown (2004) defienden al “high pass filtering” como el mejor filtro para registrar la fuerza de bíceps.

5.5. RESULTADOS DE FUERZA MÁXIMA.

En cuanto a la fuerza máxima, al igual que García Manso (1999), observamos en nuestra muestra que el bíceps ejerció valores más altos que el tríceps, existiendo mínimas diferencias aunque no significativas entre dominante y no dominante.

Más en nuestra línea, aunque sobre una población de mayor edad, Andrews et al. (1996) dividió sus resultados entre género y lado. Para la flexión de codo del lado dominante encontró valores medios superiores a los nuestros: 292.4 ± 48.1 N en hombres y 166.7 ± 28.4 N en mujeres (240.9 ± 29.7 N – hombres / 146.5 ± 20.5 N – mujeres en nuestro estudio). Para la extensión halló valores muy similares a los nuestros: 187.7 ± 33.0 N en hombres por 185.5 ± 21.1 N nosotros, y en las féminas 108.4 ± 24.4 N por 104.2 ± 23.5 N en nuestro caso. Viendo las correlaciones existentes entre fuerza y masa corporal, pensamos que la mayor masa corporal de sus voluntarios explica estas diferencias.

Otros autores, como Hale et al. (2011), estudiaron en conjunto toda la musculatura flexo-extensora y prono-supinadora, encontrando curiosamente los mayores niveles de fuerza en el tríceps braquial. Creemos que puede deberse a un error en la transcripción del artículo.

Sobre el hecho de no encontrar diferencias significativas en nuestros valores, pensamos que puede deberse a la ausencia en nuestra población de voluntarios con algún tipo de lesión (Page et al., 2003) y de sujetos deportistas.

5.6. RESULTADOS DE LA EMGs.

5.6.1. CVM.

Usamos la CVM para normalizar y relativizar la amplitud de los valores de la EMGs, demostrado por Burden y Bartlett (1999) como el método de referencia para estudiar esta musculatura.

La información electromiográfica de la CVM fue datada al mismo tiempo que se testó la fuerza máxima con el dinamómetro isométrico manual. Existe gran variabilidad de criterios en cuanto el protocolo a seguir a este respecto: Soylu et al. (2010) realizaron 4 contracciones máximas de 2 segundos seguidas de 5 minutos de descanso entre ellas; Valour et al. (2002) sin embargo solicitaron a sus voluntarios 5 contracciones de 5 segundos seguidas de 2 minutos de descanso. Nosotros, como Kaplanis et al. (2009), realizamos 3 contracciones de 5 segundos, con un periodo de reposo entre ellas de 2 minutos.

Al igual que Farina et al (1999), creemos que distintos métodos de registro pueden dar resultados distintos, ya que la fatiga es un factor modulador a tener en cuenta. Existe consenso al opinar que el intervalo de descanso debe ser suficiente para una buena recuperación muscular.

5.6.2. ACTIVIDAD DINÁMICA.

No hemos encontrado ningún estudio que haya usado un protocolo similar al nuestro para valorar la actividad electromiográfica dinámica. Con nuestros resultados observamos que al variar la fuerza en las 3 situaciones (sin carga, carga ligera y carga pesada) varía también la actividad eléctrica, y estos cambios están directamente relacionados con el sexo y la lateralidad.

Lo más parecido a esto que hemos encontrado fue el estudio que Christensen et al. desarrollaron en 1995. A diferencia nuestra, estos autores solo compararon las variables EMG recogidas durante dos ejercicios de intensidad baja: uno isométrico y otro dinámico.

5.6.2.1. ACTIVIDAD DINÁMICA SIN CARGA.

Durante los primeros 5 segundos de la fase A (en los que el brazo está en posición relajada de extensión máxima contra la camilla), registramos mayor actividad en los tríceps que en los bíceps. Podríamos atribuir este fenómeno al acortamiento relativo en el que se encuentran las fibras musculares (Inbar et al., 1987; Lunnen et al., 1981) del tríceps en decúbito supino con respecto al bíceps. Sin embargo, aún no está claro el mecanismo responsable de la reducción en la activación cuando un músculo está en elongación.

En la literatura científica encontramos varias hipótesis al respecto: Duchateau y Enoka (2008) lo atribuyen al efecto inhibitor del órgano tendinoso de Golgi sobre las neuronas motoras, mientras que otros autores niegan tal efecto, ya que las fibras aferentes Ia y II pueden modular este órgano (Pinniger et al., 2000); Pasquet et al. (2005) y

Babault et al. (2003) coinciden en que la explicación más verosímil se debe a que el patrón de actividad de las unidades motoras está relacionado con la longitud muscular; Okada et al. (1987) sin embargo, atribuyen el efecto de enlentecimiento de la señal en estiramiento a la diferencia en la composición entre las fibras de bíceps y tríceps.

Observamos la mayor actividad EMGs del bíceps en su fase concéntrica (fase B), momento en el que sus fibras están más acortadas, con un pico máximo sobre los 9-10 segundos. A su vez el tríceps registra una coactivación como antagonista del movimiento. Durante la fase isométrica (fase C), vemos que la actividad del bíceps se mantiene relativamente constante, disminuyendo a su vez la del tríceps. Todo esto concuerda con los hallazgos de Guilhem et al (2011), quién determinó que existe una mayor coactivación del antagonista en los ejercicios isotónicos que en los isométricos.

La mayor actividad en el tríceps tiene lugar en la última fase (fase D), a partir r del segundo 16'', cuando el brazo está volviendo a su posición inicial a favor de la gravedad. El bíceps, que controla y acompaña el movimiento en fase excéntrica, mantiene una actividad sensiblemente menor que en otras fases.

Durante el desarrollo de este ejercicio en las mujeres obtuvimos valores que escapaban de la tendencia general, observando mayor actividad en los ejercicios sin carga. Achacamos estos datos a un déficit en el aprendizaje del ejercicio unido a la incapacidad para relajarse de algunas de las voluntarias.

5.6.2.2. ACTIVIDAD DINÁMICA CON CARGA LIGERA.

Observamos que durante la fase A se sigue la tendencia del ejercicio anterior y es el tríceps el que presenta los valores más altos.

En la fase B vemos como los registros del bíceps se disparan en los primeros segundos del movimiento (momento de fuerza mayor por acción del peso y de la gravedad), y va descendiendo a la par que la angulación del codo.

La fase D muestra una actividad constante del tríceps desde el segundo número 15 hasta el final, acompañado de una activación retardada (décimas de segundo después) del bíceps con un incremento gradual. Esto puede deberse a que el ejercicio excéntrico es capaz de reclutar más fibras musculares y por tanto presentar una actividad eléctrica superior (Hortobagyi et al., 1996).

5.6.2.3. ACTIVIDAD DINÁMICA CON CARGA PESADA.

A diferencia de los ejercicios anteriores, la fase A de éste muestra por primera vez valores más altos del bíceps que de tríceps. Si tenemos en cuenta que estamos ante una posición de teórico reposo, donde la mano del codo a testar está sujetando una mancuerna de 3 kg, llegamos a la conclusión que a partir de un cierto peso, la activación de los músculos de agarre en la muñeca transmite una coactivación sinérgica a los flexores de codo (Jamison y Caldwell, 1993; Tax et al., 1990). Sporrang et al. (1995 y 1996) registraron coactivaciones incluso con la musculatura estabilizadora del hombro (infraespinoso, supraespinoso, etc.). Esto, acompañado del mecanismo fisiológico de inervación recíproca de Sherrington (Tyler y Hutton, 1986; Guyton, 1964) que

propiciaría sobre el tríceps, podría explicar los niveles de activación en esta fase.

La fase B presenta los niveles de registro más altos para el bíceps en los primeros segundos del concéntrico, para luego mantenerse constante durante la fase C hasta llegar al movimiento excéntrico. El tríceps mantendrá una actividad mucho más regular en estas fases.

Durante la fase D volvemos a observar la misma tendencia creciente en el bíceps, con picos de actividad bastante altos a medida que se va aumentando el ángulo del codo.

Analizando las gráficas por fase y sexo (Figura 41 y 42) podemos ver como ante un mismo ejercicio las mujeres necesitan mayor actividad eléctrica y de reclutamiento muscular, lo que se traduce en que sus niveles de fuerza son menores que los de los varones. Existen numerosos estudios que demuestran la mayor capacidad física en hombres, explicada desde varias perspectivas (Hegedüs, 2008; Wildmore, 2007; Hunter y Enoka, 2001; Miller 1993).

De forma general podemos afirmar que cuando la fase del ejercicio es dinámica (fases B y D), los valores tienen una correlación gráfica que va incrementándose conforme a la carga (figuras 37, 38, 41 y 42). Sin embargo, cuando observamos las fases estáticas sin movimiento (fases A y C), los valores no parecen seguir un patrón tan claro. Pensamos que puede ser debido a deficiencias en la atención y concentración de los sujetos durante las fases estáticas.

5.7. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.

La principal limitación que encontramos fue el volumen de población, aunque como comentamos anteriormente al compararlos con otros estudios, es suficiente. Consideramos que para ajustar los valores de normalidad necesitaríamos más casos.

Otra limitación sería el tipo de ejercicio realizado. Solo medimos la fuerza máxima a 90° de flexión de codo, ángulo de máxima eficacia del bíceps (Langenderfer et al., 2005; Kapandji, 1998), cuando quizá podría haber sido extrapolable a otros ángulos y posiciones. La posición de partida del antebrazo fue supinación máxima, aceptado por múltiples autores (Naito, 2004; Naito et al., 1995; Gutierrez-Dávila, 1987) como posición de ventaja mecánica máxima para la flexión.

Teniendo en cuenta que el momento de fuerza es distinto en cada ángulo de movimiento, algunos autores recomiendan normalizar los valores EMGs con los valores de fuerza máxima en cada ángulo (Doheny, 2008). Al no utilizar mediciones angulares en este estudio y como ya comentamos anteriormente, corregimos los valores electromiográficos con la CVM tomada a 90° de flexo-extensión. Consideramos esta posición como la más cómoda e idónea para la práctica clínica.

Otra limitación puede ser la postura en la que se realizaron las mediciones. Nosotros elegimos la posición de decúbito supino (Rainoldi, 1999; De Luca, 1997). Al igual que estos autores, consideramos que nuestros resultados no pueden ser comparables con otros que colocaron a los voluntarios en una posición distinta en la que la gravedad tuviese una mayor repercusión (Andrews et al., 1996).

Para el ejercicio dinámico elegimos mancuernas de 1kg y 3kg, lo que dificulta las comparaciones con los que utilizan otros sistemas en los que interviene de forma distinta la musculatura (cinchas en muñeca o aparatos mecánicos).

Sobre la colocación de los electrodos, en cuanto al bíceps existe consenso (Farina et al., 2000; Hermens et al., 2000; De Luca 1982), mientras que en lo referente al tríceps hay autores que recomiendan colocar electrodos en cada una de las cabezas, pudiendo existir variabilidad en los resultados al hacerlo. Intentamos minimizar los efectos del posicionamiento colocándolos en la ubicación recomendada por el SENIAM, ya que esta ubicación se encuentra a mitad de distancia entre la zona de inervación del bíceps y el tendón distal (Merletti and Parker, 2004).

Aunque realizamos los movimientos dinámicos con una secuencia temporal que explicamos previamente a los sujetos, no controlamos y medimos la velocidad de las contracciones, factor que según Staundenmann et al. (2010) podría llegar a modificar los resultados.

Nuestros datos pueden no ser transferibles a otros rangos de edad, ya que están demostrados los efectos del envejecimiento muscular en la fuerza independientemente del sexo del individuo (Almeida Silva, 2011).

5.8. PERSPECTIVAS DE FUTURO Y NUEVAS LINEAS.

Consideramos que nuestro estudio podría servir de punto de partida para seguir estudiando la articulación del codo. Sería interesante ver la respuesta electromiográfica de la musculatura en otras situaciones distintas a las comentadas aquí:

- Podría cambiarse la postura de los voluntarios para que tuviese mayor efecto la gravedad.
- Podría seleccionarse otro rango de población: distintas edades, personas deportistas, etc.
- Se podrían usar mancuernas más pesadas para el ejercicio e incluso aumentar el tiempo de realización del mismo, introduciendo el coeficiente de fatiga en el estudio.
- Podría incluirse la angulación de la articulación y los momentos de fuerza.

5.9. APLICABILIDAD DE NUESTRO ESTUDIO.

Debido a su reducido peso y manejabilidad, y en vista de los buenos resultados obtenidos en cuanto a la fiabilidad y reproductibilidad, podemos considerar el dinamómetro isométrico manual como una herramienta útil y a tener en cuenta en las clínicas de fisioterapia a la hora de realizar el seguimiento de los pacientes. Para esto es imperativa la colaboración del paciente y una escrupulosa metodología por parte del observador.

En cuanto a la EMGs creemos que también puede ser una herramienta útil, tanto en la evaluación fisioterápica como en la recuperación de lesiones de codo y hombro. La inclusión de esta disciplina en el campo de la rehabilitación propiciaría un incremento del conocimiento y aplicabilidad, al igual que pasó hace unos años con la ecografía o la termografía. Coincidimos con Lindström et al. (1985) cuando afirma: “saber si la musculatura sobre la que queremos actuar está trabajando correctamente (presenta actividad electromiográfica), o si por contra no lo hace, podría ser un salto de calidad en nuestros tratamientos habituales”.

6. CONCLUSIONES.

1. La dinamometría isométrica a 90° de flexión ha demostrado ser un método altamente fiable y reproducible en el estudio de la musculatura flexo-extensora del codo.
2. La fuerza isométrica del bíceps es mayor que la del tríceps en todas las situaciones. Existe una alta correlación entre la fuerza máxima y las variables antropométricas talla y peso corporal. En cuanto a la relación entre los grupos musculares antagonistas, se determinó que el tríceps es capaz de desarrollar un 70% de la fuerza del bíceps.
3. Al aumentar la carga aumenta la actividad electromiográfica de ambos grupos. La EMGs está relacionada con la intensidad del ejercicio pero no con las características antropométricas del sujeto. La actividad neuromuscular en los ejercicios dinámicos es distinta para cada fase en función de la resistencia a vencer y del grado de estiramiento de los músculos. Existe un patrón de coactivación del tríceps con respecto al bíceps, más evidente cuanto mayor es la carga. En las fases de reposo se evidenció mayor actividad del tríceps, siendo sin embargo el bíceps el gran protagonista del movimiento activo.
4. Con respecto a la fuerza, no hay diferencias atribuibles a la lateralidad, aunque si en cuanto al sexo, siendo más fuertes los varones. En cuanto a la actividad EMGs, se observan diferencias relacionadas con el género y a la dominancia, teniendo más actividad los varones en el lado dominante.

7. BIBLIOGRAFÍA.

Akasaki K. et al. Acoustic and electrical activities during voluntary isometric contraction of biceps brachii muscles in patients with spastic cerebral palsy. *Muscle & nerve*. 1996; 19(10): 1252-1257.

Alfredson H. et al. Heavy-Load Eccentric Calf Muscle Training For the Treatment of Chronic Achilles Tendinosis. *Am J Sports Med*. 1998; 26, 360-6.

Almeida Silva. Descripción de la actividad eléctrica muscular de pacientes con fibromialgia: relación de la actividad eléctrica muscular con la edad, el dolor y la fatiga percibida. Tesis doctoral. Barcelona 2011.

Álvarez F, Santos A, Medina H. Desarrollo histórico y fundamentos teóricos de la electromiografía como medio diagnóstico. *Rev Cubana Med Milit*, 2006;35(4).

Andrews A, Thomas M, Bohannon R. Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. *Physical therapy*. 1996; 76(3): 248-259.

Antúnez L. et al. Effects of mud pack therapy on patients with knee osteoarthritis. A randomized controlled clinical trial. In *Anales de hidrología médica*. 2012; 5:109-121.

Aron J, Greg J. Poor correlations between isometric tests and dynamic performance: relationship to muscle activation. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1996; 73(3-4): 353-357.

Askew L, An K, Morrey B, Chao E. Isometric elbow strength in normal individuals. *Clinical orthopaedics and related research*. 1987; 222: 261-266.

Asmusen E. Growth in muscular strength and power. *Physical activity, human growth and development*. 1973; 60-79.

Astrand P, Rodahl K. *Textbook of Work Physiology. Physiological Bases of Exercise*, 3rd edn. McGraw-Hill International Editions. 1986.

Aude-Clémence M. et al. Fatigue and muscle activation during submaximal elbow flexion in children with cerebral palsy. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.

Babault N. et al. Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. *J Appl Physiol*. 2003; 94: 983-990.

Back C. et al. Correlation between the proportion of fast fibers in the biceps brachii muscle and the relative torque during elbow flexion in subjects with clinical hypothesis of myopathy. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2008;12 (2): 107-112.

Bäckman E, Odenrick R, Henricksson K. Isometric muscle force and anthropometric values in normal children aged between 3.5 and 15 years. *Smnd j Rehabil Mrd*. 1980; 21: 105-114.

- Badillo González J. Fundamentos del entrenamiento de la fuerza, Ed. INDE, Barcelona. 1998.
- Baker D, Wilson G, Carlyon B. Generality versus specificity: a comparison of dynamic and isometric measures of strength and speed-strength. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1994, 68(4), 350-355.
- Barry B, Warman G, Carson RG. Age-related differences in rapid muscle activation after rate of force development training of the elbow flexors. *Experimental Brain Research*. 2005;162(1).
- Basmajian, JV. Primary anatomy. Williams & Wilkins Company, 1976.
- Bazzucchi I. et al. Caffeine improves neuromuscular function during maximal dynamic exercise. *Muscle & nerve*. 2011;43(6): 839-44.
- Beck T. et al. Eccentric exercise does not affect common drive in the biceps brachii. *Muscle & nerve*. 2012; 46(5): 759-66.
- Beck T. et al. Effects of two days of isokinetic training on strength and electromyographic amplitude in the agonist and antagonist muscles. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2007; 21(3): 757-62.
- Beenakker E. et al. Reference values for isometric muscle force obtained in 270 children aged 4-16 years by hand-held dynamometry. *Neuromuscul.Disorder*. 2001;11(5):441-6.
- Beld et al. Validity and reproducibility of a new diagnostic motor performance test in children with suspected myopathy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2006; 48(1): 20-27.
- Beliaeff S. et al. Association between muscle mass and isometric muscle strength in well-functioning older men and women. *Journal of aging and physical activity*. 2008; 16(4): 484-93.
- Benaim J. et al. Pseudo-paralysie du biceps brachial dans les paralysies obstétricales du plexus brachial (POPB) – l'« optimisme » de l'EMG *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 1999; 29(6): 490-494.
- Bigland-Ritchie B, Woods J. Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. *The Journal of physiology* 1976, 260(2), 267-277.
- Bilodeau M. et al. Time and frequency analysis of EMG signals of homologous elbow flexors and extensors. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1992; 30(6), 640-644.

- Bland J, Altman D. A note on the use of the intraclass correlation coefficient in the evaluation of agreement between two methods of measurement. *Computers in biology and medicine*. 1990; 20(5): 337-340.
- Blimkie C. Resistance training during preadolescence. Issues and controversies. *Sports Med*. 1993;15: 389-407.
- Bohannon R. Make versus break rest\$ of elbow flexor force using a hand-held dynamometer. *Phys Ther*. 1988; 68: 193-194.
- Bohannon R. Manual muscle testing of the limbs: considerations, limitations and alternatives. *Phys Ther Practice*. 1992; 2: 11-21.
- Bohannon R. Manual muscle testing: does it meet the standards of an adequate screening test?. *Clin Rehabil*. 2005; 19(6): 662-667.
- Bohannon R. Valores de referencia para la fuerza muscular de las extremidades obtenida por dinamometría manual en adultos de entre 20 y 79 años. *Arch Phys Med Rehab*. 1997; 78.
- Bohannon R, Lusardi M. Modified sphygmomanometer versus strain gauge hand-held dynamometer. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991; 72 (11): 911-914.
- Bohannon R. Upper extremity strength and strength relationships among young women. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1986; 8: 128-133.
- Bompa T, Borms J, Hebbelinck M. Mechanical efficiency of the elbow flexors in rowing. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1990; 69(3),140-143.
- Bonne D, Azen S. Normal range of motion of joints in male subjects. *J Bone Joint Surg*. 1979; 61A:756-759.
- Bosco C. Consideraciones fisiológicas sobre la fuerza, la potencia de explosión y los ejercicios de saltos pliométricos. *Revista Eurovolley*. 1982;1 y 2.
- Bosco C. La fuerza Muscular. Aspectos metodológicos. Editorial Inde. 2000.
- Braendvik S, Roeleveld K. The role of co-activation in strength and force modulation in the elbow of children with unilateral cerebral palsy. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2012; 22(1):137-44.
- Brody E. et al. The effect of a psyching strategy on neuromuscular activation and force production in strength-trained men. *Research quarterly for exercise and sport*. 2000; 71(2):162-70.

Bryce C, Armstrong A. Anatomy and biomechanics of the elbow. *Orthop Clin North Am.* 2008; 39(2): 141-54.

Buchman A. et al. Effect of age and gender in the control of elbow flexion movements. *Journal of motor behavior.* 2000; 32(4): 391-399.

Burden A, Bartlett, R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical engineering & physics.* 1999; 21(4): 247-257.

Cailliet R. Anatomía funcional, biomecánica. Marbán. 2006.

Carmelo B. La fuerza muscular, aspectos metodológicos. INDE España. 2000.

Carrasco J. El Método estadístico en la investigación médica. Editorial Ciencia 3. Madrid 1989.

Caruso J. et al. An isokinetic investigation of contractile mode's effect on the elbow flexors. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association.* 2001; 15(1): 69-74.

Cervera V. Entrenamiento de fuerza y explosividad para la actividad física y el deporte de competición. *Inde.* 1996; 303.

Chow J. et al. Muscle activation during the tennis volley. *Medicine and science in sports and exercise.* 1999; 31(6): 846-54.

Chandler T. et al. Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players, *Am. J. Sports Med.* 20-1992, pp.455-458.

Christie A. et al. Relationships between surface EMG variables and motor unit firing rates. *Eur J Appl Physiol.* 2009;107(2):177-85.

Clarys J, Cabri J. Electromyography and the study of sports movements: A review. *Journal of Sports Sciences* 1993, 11(5), 379-448.

Clarke M. et al. Intra-tester and inter-tester reliability of the MicroFET 3 hand-held dynamometer. *Physiotherapy Practice and Research.* 2011; 32(1): 13-18.

Clarkson P, Kroll W, Melchionda A. Isokinetic strength, endurance, and fiber type composition in elite American paddlers. *European journal of applied physiology and occupational physiology.* 1982; 48(1): 67-76.

Colson S, Martin A, Van Hoecke J. Effects of electromyostimulation versus voluntary isometric training on elbow flexor muscle strength. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology.* 2009; 19(5): e311-9.

Córdova A. Fisiología dinámica. Masson, 2003.

- Cremoux S. et al. Atypical EMG activation patterns of the elbow extensors after complete C6 tetraplegia during isometric contractions: a case report. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2012; 15(sup1): 266-268.
- Dalton B. et al. Differential age-related changes in motor unit properties between elbow flexors and extensors. *Acta physiologica (Oxford, England)*. 2010; 200(1):45-55.
- Daniel B, Greg W, Bob C. Generality versus specificity: a comparison of dynamic and isometric measures of strength and speed-strength. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1994; 68(4): 350-355.
- Dartnall T, Nordstrom M, Semmler J. Adaptations in biceps brachii motor unit activity after repeated bouts of eccentric exercise in elbow flexor muscles. *Journal of neurophysiology*. 2011; 105(3): 1225-35.
- De Carli A, et al. Surgical repair of the distal biceps brachii tendon: clinical and isokinetic long-term follow-up. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*. 2009; 17(7): 850-6.
- De Luca C. et al. Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions, *J. Physiol. (Lond)*. 1982; 329: 113–128.
- De Luca C. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*. 1997; 13: 135-163.
- De Smedt T. et al. Lateral epicondylitis in tennis: update on aetiology, biomechanics and treatment. *British journal of sports medicine*. 2007; 41(11): 816-819.
- De Ste Croix MBA. et al. Age- and sex-associated differences in isokinetic knee muscle endurance between young children and adults. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. 2009; 34(4): 725-731.
- De Vargas Ferreira V. et al. Relationship between function, strength and electromyography of upper extremities of persons with tetraplegia. *Spinal cord*. 2012; 50(1):28-32.
- Drury D. et al. The effects of isokinetic contraction velocity on concentric and eccentric strength of the biceps brachii. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2006; 20(2):390-5.
- Duchateau J, Enoka R. Neural control of shortening and lengthening contractions: influence of task constraints. *J Physiol*. 2008; 586: 5853–5864.
- Dundon J, Cirillo J, Semmler J. Low-frequency fatigue and neuromuscular performance after exercise-induced damage to elbow flexor muscles. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 2008; 105(4): 1146-55.

Durand R. et al. Hormonal responses from concentric and eccentric muscle contractions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2003; 35, 937-943.

Ehlenz H, Grosser M, Zimmermann E. Entrenamiento de la fuerza. Ediciones Martínez Roca 1990.

Evetovich T. et al. Effect of moderate dehydration on torque, electromyography, and mechanomyography. *Muscle & nerve*. 2002; 26(2):225-31.

Evetovich T, et al. Effect of static stretching of the biceps brachii on torque, electromyography, and mechanomyography during concentric isokinetic muscle actions. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2003; 17(3): 484-8.

Farina D, Fortunato E, Merletti R. Non invasive estimation of motor unit conduction velocity distribution using linear electrode arrays, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2000; 47 (3): 380–388.

Fernandez De Gea. Valoración del hombro de los Jugadores de Waterpolo de la Región de Murcia. Tesis Doctoral UMU 2011.

Fetz F, Kornexi E. Tests deportivos-motores. F. Hinkelbein, & R. C. Muros (Eds.). Kapelusz 1976.

Frascarelli M, Rocchi L, Feola I. EMG computerized analysis of localized fatigue in Duchenne muscular dystrophy. *Muscle & nerve*. 1998; 11(7): 757-761.

Freedson P, Gilliam T, Mahoney T, et al. Industrial torque levels by age group and gender. *Irokinrtirs Exerrise. Srienrr*. 1993; 3(1): 34-42.

Fry. et al. Performance decrements with high-intensity resistance exercise overtraining. *Medicine and science in sports and exercise*, 1994; 26: 1165-1165.

Gabriel D, Basford J, An K. Neural adaptations to fatigue: implications for muscle strength and training. *Medicine and science in sports and exercise*. 2001;33(8):1354-60.

Gabriel D, Basford J, An K. Reversal of antagonists: effect of elbow extension strength and endurance. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1997; 78(11): 1191-5.

Gálvez J. et al. Isocinéticos en rehabilitación, Selección 2-1993, pp.121-130

García J, Garcés G. Evaluación de la función muscular mediante dinamometría Isocinética, Selección 6-1997, pp.155-161.

García Manso J. Entrenamiento de la Fuerza. Gymnos: Madrid. 1999.

- Gardner M. et al. Practical implementation of an exercise-based falls prevention programme. *Age and ageing* 2001, 30(1), 77-83.
- Garrett W. Muscle strain injuries: clinical and basic aspects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1990; 22(4): 436-442.
- Gauche E. et al. Neuromuscular fatigue following high versus low-intensity eccentric exercise of biceps brachii muscle. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2009; 19(6):481-6.
- Giorgio P, Samozino P, Morin J. Multigrip flexible device: electromyographical analysis and comparison with the bench press exercise. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2009; 23(2): 652-9.
- Glazebrook M. et al. Medial Epicondylitis An Electromyographic Analysis and an Investigation of Intervention Strategies. *The American journal of sports medicine*. 1994. 22(5), 674-679.
- Gonzalez B, Gorostiaga A. Fundamentos del entrenamiento de la fuerza. INDE.1995.
- Gonzalez R. et al. Development and evaluation of a musculoskeletal model of the elbow joint complex. *J Biomech Eng*. 1996; 118(1): 32-40.
- Gordon, A. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. *J. Physiol. (Lond.)*1966; 184:170-192.
- Grant K, Habes D. An electromyographic study of strength and upper extremity muscle activity in simulated meat cutting tasks. *Applied ergonomics*. 1997; 28(2): 129-37.
- Grosser, M, Muller H. Desarrollo Muscular: Un nuevo concepto de musculación ("Power-Stretch"). Barcelona: Hispano Europea 1989.
- Gutiérrez-Dávila M. Medida de la tensión muscular en condiciones isométricas. Relación entre el registro EMG y carga. *Motricidad*. 1987; 0: 58-67.
- Gutiérrez L. A contribution to the study of the limiting factor of elbow extensión. *Acta Anat* 1964; 56: 146-152.
- Gutierrez Rivas et al. Manual de electromiografía clínica. Barcelona: Prous Science; 2000.
- Guyton A, Hall J, Moreno M. Tratado de fisiología médica. Interamericana. 2001.

- Hakkinen, Komi P, et al. EMG, muscle fibre and force production characteristics during a 1 year training period in elite weightlifters. *European Journal of Applied Physiology*. 1987; 56: 419-427.
- Halin R. et al. Differences in strength and surface electromyogram characteristics between pre-pubertal gymnasts and untrained boys during brief and maintained maximal isometric voluntary contractions. *European journal of applied physiology*. 2002; 87(4-5): 409-15.
- Harada M. et al. Risk factors for elbow injuries among young baseball players. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2010; 19(4), 502-507.
- Harman E. Strength and power: definition of terms. *N Strength Cond A J*. 1993; 15(6): 18-20.
- Harwood B, Edwards D, Jakobi J. Age-and sex-related differences in muscle activation for a discrete functional task. *European journal of applied physiology*. 2008; 103(6): 677-686.
- Harwood B, Edwards D, Jakobi J. Age-and sex-related differences for electromyography gaps during daily activity and a discrete task. *Gait & posture*. 2011; 34(1): 6-12.
- Hatzikotoulas K. et al. Muscle fatigue and electromyographic changes are not different in women and men matched for strength. *Eur J Appl Physiol*. 2004; 92(3): 298-304.
- Hearn J, Cahill F, Behm D. An inverted seated posture decreases elbow flexion force and muscle activation. *European journal of applied physiology*. 2009; 106(1): 139-147.
- Hegedüs J. Teoría y práctica del entrenamiento deportivo. 1ª ed. Buenos Aires: Stradium, 2008.
- Heinzel A. et al. Antagonist muscle activation preceding rapid flexion movements of the elbow joint in human subjects. *Neuroscience letters*. 2008; 434(2): 206-211.
- Hermens H. et al. Development of recommendation for SEMG sensors and sensor placement. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000; 10: 361-74.
- Hislop H, Montgomery J. Introducción. En Hislop HJ, Montgomery J. Pruebas musculares funcionales. Daniels-Worthingham's. Madrid: Marbán, 1999; IX-XII.
- Hislop H, Perrine J. The isokinetic concept of exercise. *Phys Ther*. 1967; 47: 114-117.
- Hortobagyi T. Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *Journal of Applied Physiology*. 1996; 80(3): 765-772.

- Horvat M, Croce R, Roswal G. Intratester reliability of the Nicholas Manual Muscle Tester on individuals with intellectual disabilities by a tester having minimal experience. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1994; 75(7): 808-811.
- Howatson G. The impact of damaging exercise on electromechanical delay in biceps brachii. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2010; 20(3): 477-81.
- Huesa Jiménez F, Carabias Aguilar A, editores. *Isocinéticos: metodología y utilización*. Madrid: Mapfre; 2000. p. 35-42.
- Hughes R. et al. Age-Related Changes in Normal Isometric Shoulder Strength. *Am J Sports Med*. 1999; 27(5): 651-657.
- Hunter S, Enoka R. Sex differences in the fatigability of arm muscles depends on absolute force during isometric contractions. *Journal of Applied Physiology*. 2001; 91(6): 2686-2694.
- Hutchins E, Gonzalez R, Barr R. Comparison of experimental and analytical torque-angle relationships of the human elbow joint complex. *Biomed Sci Instrum*. 1993; 29:17-24.
- Ikegawa S. et al. Muscle force per cross-sectional area is inversely related with pennation angle in strength trained athletes. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2008; 22(1): 128-31.
- Inbar G, Allin, J, Kranz H. Surface EMG spectral changes with muscle length. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1987; 25(6): 683-689.
- Jakobi J, Rice C. Voluntary muscle activation varies with age and muscle group. *Journal of Applied Physiology*. 2002; 93(2): 457-462.
- Jamison J, Caldwell G. Muscle synergies and isometric torque production: influence of supination and pronation level on elbow flexion. *Journal of neurophysiology*. 1993; 70(3): 947-960.
- Jan Nijhof ,Gabriel D. Maximum isometric arm forces in the horizontal plane. *Journal of biomechanics*. 2006; 39(4): 708-716.
- Janecki D. et al. Muscle passive stiffness increases less after the second bout of eccentric exercise compared to the first bout. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia*. 2011; 14(4): 338-43.
- Jaskólska A. et al. EMG and MMG of synergists and antagonists during relaxation at three joint angles. *European journal of applied physiology*. 2003; 90(1-2), 58-68.
- Jeffrey A, Robert D. Electromyographic patterns of individuals suffering from lateral tennis elbow. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1999; 9(4): 245-252.

Jensen C, Vasseljen O, Westgaard R. The influence of electrode position on bipolar surface electromyogram recordings of the upper trapezius muscle. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1993; 67(3): 266-273.

Jurimae J. et al. Differences in muscle contractile characteristics among bodybuilders, endurance trainers and control subjects. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1997; 75(4): 357-62.

Kamimura T. et al. Increased rate of force development of elbow flexors by antagonist conditioning contraction. *Human movement science*. 2009; 28(4): 407-14.

Kapandji J. *Cuadernos de fisiología articular*, 4ª ed. Barcelona: Masson. 1988.

Kawakami Y. et al. Concentric and eccentric muscle strength before, during and after fatigue in 13 year-old boys. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1993; 67(2): 121-4.

Kawakami Y. et al. Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1995; 72(1-2): 37-43.

Keen J. et al. Shoulder and elbow function 2 years following long head triceps interposition flap transfer for massive rotator cuff tear reconstruction. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2006; 126(7): 471-9.

Kelley J. et al. Electromyographic and cinematographic analysis of elbow function in tennis players with lateral epicondylitis. *The American journal of sports medicine*, 1994; 22(3): 359-363.

Kidgell D. et al. Neurophysiological responses after short-term strength training of the biceps brachii muscle. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2010; 24(11): 3123-32.

Klein C. et al. Muscle fiber number in the biceps brachii muscle of young and old men. *Muscle & nerve*. 2003; 28(1): 62-8.

Klonz A. et al. Rupture of the distal biceps brachii tendon: isokinetic power analysis and complications after anatomic reinsertion compared with fixation to the brachialis muscle. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*. 2003; 12(6): 607-11.

Knuttgen H, Kraemer W. Terminology and measurement in exercise performance. *J. Appl. Sports Sci*. 1987; 1: 1-10.

Koepfen B. et al. *Fisiología*. Elsevier. 2006.

Koike T, Yamada N. Anticipation of elbow joint perturbation shortens the onset time of the reflex EMG response in biceps brachii and triceps brachii. *Neuroscience letters*. 2007; 412(1): 56-61.

- Kolber M, Cleland A. Strength testing using hand-held. *Physical Therapy Reviews* 2005; 10: 99–112.
- Komi P, Buskirk E. Effect of eccentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle. *Ergonomics*. 1972; 15(4): 417-434.
- Komi P. *Strength and Power in Sport*. Blackwell Scientific Publications. 1992.
- Kraemer W et al. Resistance training and youth. *Pediatr Exerc Sci*, 1989 (4), 336-350.
- Landers K. et al. The interrelationship among muscle mass, strength, and the ability to perform physical tasks of daily living in younger and older women. *The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences*. 2001; 56(10): 443-8.
- Langenderfer J. An EMG-driven model of the upper extremity and estimation of long head biceps force. *Computers in biology and medicine*. 2005; 35(1): 25-39.
- Langenderfer J, Hughes R, Carpenter J. A stochastic model of elbow flexion strength for subjects with and without long head biceps tear. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2005; 8(5): 315-22.
- Lastayo P. et al. Eccentric muscle contractions: their contribution to injury, prevention, rehabilitation, and sport. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, [S.I.]. 2003; 33(10): 557-571.
- Lawton T, Cronin J, McGuigan M. Strength testing and training of rowers: a review. *Sports Med*. 2011; 41(5): 413-32.
- Li L. et al. Incorporating ultrasound-measured musculotendon parameters to subject-specific EMG-driven model to simulate voluntary elbow flexion for persons after stroke. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2009; 24(1): 101-9.
- Li R. et al. The development, validity, and reliability of a manual muscle testing device with integrated limb position sensors. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2006, 87(3), 411-417.
- Lin J, Sun T, Lee C. Effect of body position on isometric arm lifting strength. *The Kaohsiung journal of medical sciences*. 1996; 12(2): 93-103.
- Lin Y-C. et al. Functional isokinetic strength ratios in baseball players with injured elbows. *Journal of sport rehabilitation*. 2010; 19(1): 21-9.
- Lindström L, Malmström J, Petersén I. Clinical Applications of Spectral Analysis of EMG. *Electromyography and Evoked Potentials. Advances in Applied Neurological Sciences* . 1985; 1: 108-113.

- Lowndes J. et al. Association of age with muscle size and strength before and after short-term resistance training in young adults. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2009; 23(7): 1915-20.
- Lunnen, J, Yack J, LeVeau, B. Relationship between muscle length, muscle activity, and torque of the hamstring muscles. *Physical therapy*. 1981; 61(2): 190-195.
- Manal K. et al. A real-time EMG-driven virtual arm. *Computers in biology and medicine*. 2002; 32(1): 25-36.
- Margaret J. et al . Hand position affects elbow joint load during push-up exercise. *Journal of Biomechanics*. 1993; 26(6): 625-632.
- Martin B. et al. Influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1992; 2(3): 121-129.
- Martín-Gil García. Valoración Isocinética de la fuerza de la Musculatura Isquiosural: Implicaciones de su cortedad. Tesis Doctoral UMU 1999.
- Martinez González-Moro I. Valoración de la fuerza. UMU 2002.
- Martinez-Herrada Fernandez. Estudio Isocinético de la Flexo-Extensión de la Rodilla en el Síndrome de Down. Tesis Doctoral UMU 2004.
- Masuda T, Miyano H, Sadoyama T. The Position of Innervation Zones in the Biceps Brachii Investigated by Surface Electromyography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* . 1985; 32: 36-42.
- Meigal A, Lupandin Y, Hänninen O. Influence of cold and hot conditions on postactivation in human skeletal muscles. *Pflügers Archiv*. 1996; 432(1): 121-125.
- Meijer J. et al. Muscle fiber conduction abnormalities in early diabetic polyneuropathy. *Clinical Neurophysiology*. 2008; 119 (6): 1379-1384.
- Melkonian G. et al. Dynamic Gait Electromyography Study in Duchenne Muscular Dystrophy (DMD) Patients. *Foot & Ankle International*. 1980; 1(2): 78-83.
- Mercer J. et al. EMG sensor location: Does it influence the ability to detect differences in muscle contraction conditions?. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006; 16(2): 198-204.
- Merletti R, Parker P. Physiology, engineering, and noninvasive applications. *Electromyography*. 2005.
- Messier R. et al. The electromyogram as a measure of tension in the human biceps and triceps muscles. *International Journal of Mechanical Sciences*. 1971; 13(7): 585-588, IN1-IN2,589-598.

- Michael W. et al. Posture and hand load alter muscular response to sudden elbow perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012; 22(2): 191-198.
- Miller A. et al. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1993; 66(3): 254-262.
- Minetto M. et al. Muscle fiber conduction slowing and decreased levels of circulating muscle proteins after short-term dexamethasone administration in healthy subjects. *The Journal of clinical endocrinology and metabolism*. 2010; 95(4): 1663-71.
- Miralles Marrero R, Puig Cunillera M. *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. 1998.
- Munro B, Visintainer M, Page E. *Statistical methods for health care research*. Philadelphia: Lippincott. 1986.
- Murray et al. The isometric functional capacity of muscles that cross the elbow, *J. Biomech*. 2000; 33(8): 943-952.
- Murray W, Delp S, Buchanan T. Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *J Biomech*. 1995; 28: 513-525.
- Muthalib M. et al. Comparison between maximal lengthening and shortening contractions for biceps brachii muscle oxygenation and hemodynamics. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 2010; 109(3): 710-20.
- Naito A. Electrophysiological studies of muscles in the human upper limb: the biceps brachii. *Anat Sci Int*. 2004; 79(1): 11-20.
- Naito A. et al. Electromyographic (EMG) study of the elbow flexors during supination and pronation of the forearm. *Tohoku J Exp Med*. 1995; 175 (4): 285-8.
- Nicolas A. et al. The influence of circadian rhythm during a sustained submaximal exercise and on recovery process. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2008; 18(2): 284-90.
- Nicolay C, Walker A. Grip strength and endurance: Influences of anthropometric variation, hand dominance, and gender. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2005; 35: 605-618.
- Nollet F, Beelen A. Strength assessment in postpolio syndrome: validity of a hand-held dynamometer in detecting change. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999; 80(10): 1316-23.

- Oda S, Kida N. Neuromuscular fatigue during maximal concurrent hand grip and elbow flexion or extension. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2001; 11(4): 281-289.
- Ojanen T, Rauhala T, Hakkinen K. Strength and power profiles of the lower and upper extremities in master throwers at different ages. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2007; 21(1): 216-22.
- Ojasto T, Hakkinen K. Effects of different accentuated eccentric load levels in eccentric-concentric actions on acute neuromuscular, maximal force, and power responses. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2009; 23(3): 996-1004.
- Orizio C. et al. The surface mechanomyogram as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy. Historical basis and novel evidence. *European journal of applied physiology*. 2003; 90(3-4), 326-336.
- Ortiz Cervera V. Entrenamiento de fuerza y explosividad para la actividad física y el deporte de competición. INDE. 1996.
- Page C, Backus S, Lenhoff M. Electromyographic activity in stiff and normal elbows during elbow flexion and extension. *J Hand Ther*. 2003; 16(1): 5-11.
- Pasquet B, Carpentier A, Duchateau J. Specific modulation of motor unit discharge for a similar change in fascicle length during shortening and lengthening contractions in humans. *J Physiol*. 2006; 577: 753-765.
- Pauly J. An electromyographic study of some muscles crossing the elbow joint. *The Anat. Record*. 1967; 159: 47-54.
- Pearce A. et al. The effects of eccentric exercise on neuromuscular function of the biceps brachii. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia*. 1998; 1(4): 236-44.
- Pei-Hsi C. et al. Effect of various forearm axially rotated postures on elbow load and elbow flexion angle in one-armed arrest of a forward fall. *Clinical Biomechanics*. 2009; 24(8): 632-636.
- Peiró Garrigues. Aportaciones a la Valoración Isocinética de la fuerza de la Musculatura Rotadora del hombro. Tesis Doctoral UMU 2010.
- Pereira W. et al. Influence of heat on fatigue and electromyographic activity of the biceps brachii muscle. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2011; 15(4): 478-84.

- Pescatello L. et al. ACE ID genotype and the muscle strength and size response to unilateral resistance training. *Medicine and science in sports and exercise*. 2006; 38(6): 1074-81.
- Petherick M, Rheault R. Concurrent validity and intertester reliability of universal and fluid-based goniometers for active elbow range of motion. *Phys Ther*. 1988; 68: 966-969.
- Petrofsky J, Laymon M. Muscle temperature and EMG amplitude and frequency during isometric exercise. *Aviation, space, and environmental medicine*. 2005; 76(11): 1024-30.
- Piazzesi G. et al. Eskeletal muscle performance determined by modulation of lumber of myosin motors rather than motor force or stroke size. 2007; 131(4): 784-795.
- Piitulainen H. et al. Effect of electrode location on surface electromyography changes due to eccentric elbow flexor exercise. *Muscle & nerve*. 2009; 40(4): 617-625.
- Pinniger G. et al. Tension regulation during lengthening and shortening actions of the human soleus muscle. *Eur J Appl Physiol*. 2000; 81: 375–383.
- Pinto S. et al. Electromyographic signal and force comparisons during maximal voluntary isometric contraction in water and on dry land. *Eur J Appl Physiol*. 2010; 110(5): 1075-82.
- Pinto Pereira. Análisis isocinético de la Fuerza de la Musculatura del hombro en Piragüistas de Élite Juvenil. Tesis Doctoral UMU 2008.
- Poulin M. et al. Eccentric and concentric torques of knee and elbow extension in young and older men. *Can J Sp& Sn'*. 1992; 17: 3-7.
- Pousson M, Lepers R, Van Hoecke J. Changes in isokinetic torque and muscular activity of elbow flexors muscles with age. *Experimental gerontology*. 2001; 36(10): 1687-98.
- Priez A, Duchene J, Goubel F. Duchenne muscular dystrophy quantification: a multivariate analysis of surface EMG. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1992; 30(3): 283-291.
- Proske U, Morgan D. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *Journal of Physiology*. 2001; 537(2): 333-345.
- Rainoldi A. et al. Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachi muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1999; 9(2): 105-119.

- Rantalainen T, Klodowski A, Piitulainen H. Effect of innervation zones in estimating biceps brachii force-EMG relationship during isometric contraction. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2012; 22(1): 80-7.
- Ravier P. et al. An EMG fractal indicator having different sensitivities to changes in force and muscle fatigue during voluntary static muscle contractions. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2005; 15(2): 210-21.
- Rawson E, Gunn B, Clarkson P. The effects of creatine supplementation on exercise-induced muscle damage. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2001; 15(2): 178-84.
- Rodriguez P. Ejercicio físico en salas de acondicionamiento muscular: bases científico médicas para una práctica segura y saludable. Panamericana. 2008.
- Roman W. et al. Adaptations in the elbow flexors of elderly males after heavy-resistance training. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 1993; 74(2): 750-4.
- Rønnestad B, Nygaard H, Raastad T. Physiological elevation of endogenous hormones results in superior strength training adaptation. *European journal of applied physiology*. 2011; 111(9): 2249-59.
- Round J. et al. Hormonal factors in the development of differences in strength between boys and girls during adolescence: a longitudinal study. *Annals of human biology*. 1999; 26(1): 49-62.
- Rozman J, Bunc M, Zupan A. Evaluation of the strength of elbow flexors in patients with neuromuscular diseases. *Journal of medical engineering & technology*. 2001; 25(6): 235-9.
- Sale D. et al. Voluntary strength and muscle characteristics in untrained men and women and male bodybuilders. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 1987; 62(5): 1786-93.
- Santtila M, Kyrolainen H, Hakkinen K. Changes in maximal and explosive strength, electromyography, and muscle thickness of lower and upper extremities induced by combined strength and endurance training in soldiers. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2009; 23(4): 1300-8.
- Schmidbleicher D, Buhrle M. Neuronal adaptation and increase of cross-sectional area studying different strength training methods. En *Biomechanics* 1987.
- Seghers J. et al. Habitual level of physical activity and muscle fatigue of the elbow flexor muscles in older men. *European journal of applied physiology*. 2003; 89(5): 427-34.

- Serrau V. et al. Muscle activation of the elbow flexor and extensor muscles during self-resistance exercises: comparison of unilateral maximal cocontraction and bilateral self-resistance. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2012; 26(9): 2468-77.
- Sheffler L. et al. Biceps brachii long head overactivity associated with elbow flexion contracture in brachial plexus birth palsy. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2012; 94(4): 289-97.
- Shepstone T. et al. Short-term high- vs. low-velocity isokinetic lengthening training results in greater hypertrophy of the elbow flexors in young men. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 2005; 98(5): 1768-76.
- Shrout P, Fleiss J. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 1979; 86: 420-8.
- Siff M, Verkoshansky Y. *Supertraining: special strength training for sporting excellence*. Escondido, CA: Sports Training, Inc. 1996.
- Smith C, Cheng A, Rice C. Potentiation of the triceps brachii during voluntary submaximal contractions. *Muscle & nerve*. 2011; 43(6): 859-65.
- Soderberg G, Cook T. Electromyography in biomechanics. *Phys Ther*. 1984; 64: 1813-20.
- Soderberg G, Knutson L. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys Ther*. 2000; 80: 485-98.
- Sporrong H, Palmerud G, Herberts P. Hand grip increases shoulder muscle activity: An EMG analysis with static hand contractions in 9 subjects. *Acta Orthopaedica*. 1996; 67(5): 485-490.
- Sporrong H, Palmerud G, Herberts P. Influences of handgrip on shoulder muscle activity. *Eur J Appl Physiol*. 1995; 71(12): 699-708. 485-492.
- Stanish W, Rubinovich M, Curwin S. Eccentric exercise in chronic tendinitis. *Clin Orthop* ;1986, 208: 65-8.
- Staudenmann D. et al. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation-a tutorial and review. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010; 20(3): 375-87.
- Suter E, McMorland G. Decrease in elbow flexor inhibition after cervical spine manipulation in patients with chronic neck pain. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2002; 17(7): 541-4.
- Taniwaki Y. et al. Elbow Function after Free Muscle Transplantation in Patients with Brachial Plexus Injury-Comparison with Other Elbow Flexor Plasties. *Journal Japanese society for surgery of the hand*. 2000; 17(3): 303-306.

- Tax A, Van Der Gon J, Erkelens C. Differences in coordination of elbow flexor muscles in force tasks and in movement tasks. *Experimental brain research*. 1990; 81(3): 567-572.
- Taylor J. et al. Effect of contraction strength on responses in biceps brachii and adductor pollicis to transcranial magnetic stimulation. *Experimental brain research Experimentelle Hirnforschung Experimentation cerebrale*. 1997; 117(3): 472-8.
- Terzis G. et al. Relationship between shot put performance and triceps brachii fiber type composition and power production. *European journal of applied physiology*. 2003; 90(1-2): 10-5.
- Thistle H. et al. Isokinetic contraction: a new concept of resistive exercise. *Arch Phys Med Rehabil*. 1967; 48: 279-282.
- Tieleman A. et al. Skeletal muscle involvement in myotonic dystrophy type 2. A comparative muscle ultrasound study. *Neuromuscular disorders: NMD*. 2012; 22(6): 492-9.
- Toma K. et al. Activities of the primary and supplementary motor areas increase in preparation and execution of voluntary muscle relaxation: an event-related fMRI study. *The Journal of neuroscience*. 1999; 19(9): 3527-3534.
- Toshiaki Furubayashi, Tatsuya Kasai. Influence of initial forearm position on premotor times (PMTs) of the biceps brachii during an elbow flexion task. *Human Movement Science*. 1990; 9(6): 583-598.
- Tung T, Novak C, Mackinnon S. Nerve transfers to the biceps and brachialis branches to improve elbow flexion strength after brachial plexus injuries. *Journal of neurosurgery*. 2003; 98(2): 313-318.
- Tyler A, Hutton R. Was Sherrington right about co-contractions? *Brain Research*. 1986; 370(1): 171-175.
- Valour D. et al. The influence of ageing on the force-velocity-power characteristics of human elbow flexor muscle. *Experimental Gerontology*. 2003; 38(4): 387-395.
- Van den Belt W. et al. Comparison of 3 instruments to measure muscle strength in children: A prospective study. *Eur J Paediatr Neurol*. 2011; 15(6): 512-8.
- Van der Ploeg R, Fidler V, Oosterhuis H. Hand-held myometry: reference values. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 1991; 54(3): 244-247.
- Wei S. et al. Comparison of shock transmission and forearm electromyography between experienced and recreational tennis players during backhand strokes. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2006; 16(2), 129-135.

Westrick R. et al. Isometric Shoulder Strength Reference Values for Physically Active Collegiate Males and Females. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*. 2013; 5(1): 17-21.

Wikholm J, Bohannon R. Hand-held dynamometer measurements: tester strength makes a difference. *J Orthop Spuas Phys Ther*. 1991;13:191-198.

Viladot A. *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. 2001.

Williams D, Sharma S, Bilodeau M. Neuromuscular fatigue of elbow flexor muscles of dominant and non-dominant arms in healthy humans. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2002; 12(4): 287-294.

Williams S, Lissner. *Biomechanics of human motion*. Philadelphia. Saunders. 1962.

Wilmore J. *Fisiología del esfuerzo y del deporte*. Paidotribo. 2007.

Wilmore J, Costill D. *Physiology of sport and exercise*. Human Kinetics Publishers. 1994.

Wilson G. et al. The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Med Sci Sports Exerc*. 1993, 25: 1279–1286.

Murphy A, Wilson G. Poor correlations between isometric tests and dynamic performance: relationship to muscle activation. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1996, 73(3-4), 353-357.

Yanagi T. et al. Agonist contractions against electrically stimulated antagonists. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2003; 84(6): 843-8.

Yasuda T. et al. Effects of blood flow restricted low-intensity concentric or eccentric training on muscle size and strength. *PloS one*. 2012; 7(12): 52843.

Zuniga J. et al. The effects of parallel versus perpendicular electrode orientations on EMG amplitude and mean power frequency from the biceps brachii. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 2010; 50(2): 87-96.