

UNIVERSIDAD CAMILO JOSÉ CELA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

**MÁSTER FISIOTERAPIA Y
READAPTACIÓN AL DEPORTE**

Curso académico 2018/2019

TRABAJO FIN DE MASTER

**<Efecto de la electroestimulación y la contracción voluntaria
en la fuerza en deportistas de alto rendimiento.>**

Autor: JESÚS SANTAMARÍA MORALES

Directores: ÁNGEL BASAS GARCÍA

JUAN JOSÉ RAMOS ÁLVAREZ

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

EENM: Electroestimulación neuromuscular

UM: Unidades motoras

Hz: Hertzios.

CV: Contracción voluntaria.

CH1: Canal 1.

CH2: Canal 2.

CVIM: Contracción voluntaria isométrica máxima.

N: Newtons.

mA: Miliamperios.

ANOVA: Análisis de la Varianza.

ÍNDICE

1. RESUMEN / ABSTRACT.....	
2. PALABRAS CLAVE / KEYWORDS.....	
3. INTRODUCCIÓN.....	1
4. OBJETIVOS.....	3
5. METODOLOGÍA.....	3
- 5.1. Diseño.....	3
- 5.2.Sujetos de estudio.....	5
- 5.3. Asignación de los sujetos	5
- 5.4. Aspectos éticos.....	5
- 5.5 Variables.....	6
- 5.6. Recogida y análisis de los datos.....	6
6. RESULTADOS.....	7
7. DISCUSIÓN.....	8
- 7.1. Fortalezas y limitaciones.....	10
8. CONCLUSIONES.....	11
9. BIBLIOGRAFÍA.....	12
10. ANEXOS.....	15

1. RESUMEN / ABSTRACT

Introducción: En este estudio el objetivo fue comparar el nivel de fuerza generado cuando utilizamos una técnica combinada de electroestimulación a distintas frecuencias (20Hz, 40Hz y 80Hz) junto con una contracción voluntaria isométrica máxima. Métodos: La fuerza isométrica voluntaria máxima de 57 deportistas de alto rendimiento fue medida durante la realización 4 test de 3 las distintas condiciones de contracción (voluntaria aislada y combinada a 20,40 y 80Hz). Resultados: la contracción voluntaria combinada con electroestimulación a 80Hz obtuvo mayores niveles de fuerza media y máxima (258,79N // 268,59N) cuando se comparó con el resto de los test: Voluntario (250,36N // 258,81N), 20Hz (243,00N // 251,38N) y (253,63N 262,98N) //. Conclusión: la utilización de contracción voluntaria combinada con electroestimulación a 80Hz puede generar un incremento en la fuerza con respecto a las otras condiciones de contracción.

Introduction: The aim of this study, was to compare the force generated when we use a combined neuromuscular stimulation technique at different frequencies (20Hz, 40Hz and 80Hz) together with a maximal voluntary isometric contraction. Methods: The maximal voluntary strength of 57 high performance athletes was measured during the performance of 4 test of 3 different contraction conditions (voluntary isolated and combined at 20, 40 and 80Hz). Results: the voluntary contraction combined with electrical stimulation at 80Hz obtained higher levels of average and maximum strength (258.79N // 268.59N) when was compared with the rest of the tests: Voluntary (250.36N // 258.81N), 20Hz (243.00N // 251.38N) and (253.63N 262.98N) //. Conclusion: The use of voluntary contraction combined with electrical stimulation at 80Hz can generate an increase in force with respect to the other contraction conditions.

2. PALABRAS CLAVES / KEY WORDS

Electroestimulación, cuádriceps, frecuencia, fuerza máxima.

Electrostimulation, quadriceps, frequency, maximum force.

3. INTRODUCCIÓN

La electroestimulación neuromuscular (EENM), consiste en la aplicación de impulsos eléctricos con el objetivo principal de desencadenar contracciones musculares debido a la activación de las motoneuronas o de las ramas axonales (1).

La diferencia fundamental entre una contracción voluntaria y la inducida eléctricamente, se encuentra en el orden de reclutamiento de las unidades motoras (UMs) (2).

Durante la contracción voluntaria en sujetos sanos las unidades motoras son activadas ordenadamente desde las más pequeñas, lentas o de tipo I, a las más grandes, rápidas o de tipo II de acuerdo con el principio de reclutamiento de UMs (3).

Sin embargo, durante el EENM, las UMs se activan mediante una corriente eléctrica que se aplica externamente a los axones; y las células más grandes de tipo II se activan primero debido a su gran diámetro y a su bajo umbral a la excitación eléctrica, independientemente de la intensidad de la corriente, esto induce una mayor demanda metabólica del músculo y un mayor cambio fisiológico (4).

Se pueden distinguir dos tipos de EENM en función de la frecuencia utilizada:

- Baja frecuencia: corrientes de <50 Hz. Solicitan fibras musculares de tipo I, resistentes a la fatiga. El entrenamiento de baja frecuencia muestra mejoras similares al entrenamiento de resistencia (5), en la capacidad aeróbica (6) y en la arquitectura muscular (7).
- Alta frecuencia: corrientes de >50 Hz. Solicitan fibras musculares tipo IIa y IIb, de contracción rápida que son más fácilmente susceptibles de fatiga. El entrenamiento de alta frecuencia mejora la fuerza muscular en sus diferentes manifestaciones (8).

En una contracción voluntaria, primero se activan las unidades motoras pequeñas que cuando llegan a un cierto nivel de fatiga son reemplazadas por otras, mientras que la EENM siempre recluta la misma unidad durante toda la estimulación (9). Por lo tanto, para una duración e intensidad de estímulo dada, la fatiga muscular aparece antes con electroestimulación que con contracción voluntaria. Además, frecuencias de estimulación más altas conducen a una mayor fatiga muscular(10).

La técnica combinada (EENM + CV) induce mayores adaptaciones musculares que las técnicas aisladas, ya sean en un marco de optimización del rendimiento motor o en la rehabilitación, así como optimizan la fuerza y la potencia muscular en sujetos sanos y en atletas, además también produce una mejora del rendimiento de los movimientos dinámicos complejos comparándolos con la contracción voluntaria (11).

La NMES ha recibido una atención creciente en los últimos años, porque tiene el potencial para servir como:

- Evaluación del sistema neural y/o muscular (12).
- Prevención para pacientes inmovilizados ya que puede preservar la masa y la función muscular durante periodos prolongados.
- Promoción del metabolismo muscular con propósitos clínicos(13,14) o deportivos (15).
- Entrenamiento para sujeto sanos y atletas ya que puede inducir adaptaciones neuromusculares similares o complementarias al entrenamiento de fuerza voluntario (8).
- Recuperación post-ejercicio ya que puede aumentar el flujo sanguíneo muscular y aumentar el metabolismo de lavado (13).

Sin embargo, La EENM no mejora la coordinación entre los diferentes músculos agonistas y antagonistas y por lo tanto no facilita el aprendizaje de la coordinación específica de los movimientos complejos (16). Presentando a su vez una serie de limitaciones (17):

1. Incomodidad considerable asociada a una mala colocación de los electrodos.
2. Reclutamiento espacial limitado que resulta en baja tensión provocada y aparición precoz de fatiga. Esto se relaciona con una mala elección de los parámetros (forma de onda, ancho de pulso, intensidad y frecuencia)
3. Mal control de la dosificación.

La mayoría de los estudios publicados hasta la fecha están realizados sobre el músculo cuádriceps. Además, hay una gran disparidad de protocolos y aplicaciones, por lo que es necesario unificar unos parámetros de utilización más específicos que puedan optimizar los beneficios de esta técnica, para su aplicación en al rendimiento deportivo.

La muestra que se utilizó para este estudio fue de deportistas de alto rendimiento de distintas federaciones del Consejo Superior de Deportes. En este contexto es imprescindible aumentar los estudios existentes ya que nos encontramos en un marco de rendimiento deportivo en el que es necesario optimizar cada terapia con el fin de recuperar las lesiones de la manera óptima y más rápida posible.

Asimismo, el uso en este campo de la electroestimulación junto con programas de entrenamiento específico, podría contribuir a la mejora de diferentes manifestaciones de la fuerza(18), ya que su efectividad ha sido demostrada para la mejora de la velocidad y el salto en atletas de élite (15,19,20).

En el presente estudio se utilizan diferentes frecuencias combinadas con contracciones voluntarias para conocer la combinación más efectiva para la mejora de la fuerza muscular planteándose la hipótesis que la Electroestimulación a 80HZ combinada con ejercicio voluntario producirá un aumento en la fuerza extensora isométrica de cuádriceps con respecto al ejercicio voluntario aislado y al ejercicio voluntario combinado con electroestimulación a 20 y a 40Hz. Además, el aumento será mayor en deportistas de fuerza que en los deportistas que practican deportes aeróbicos.

4. OBJETIVOS

- Objetivo general: Analizar y comparar el efecto de la contracción voluntaria vs contracción voluntaria más electroestimulación a diferentes frecuencias.
- Objetivos específicos:
 - o Evaluar y analizar las diferencias entre los distintos tipos de deportes (predominantemente anaeróbicos y deportes de fuerza)
 - o Evaluar y analizar si hay relación entre la intensidad máxima tolerada y la fuerza generada.
 - o Correlacionar la frecuencia con respecto a la intensidad máxima. (segmentándola por sexos).

5. METODOLOGÍA

5.1. Diseño

Es un ensayo clínico aleatorizado transversal. Nivel de evidencia III.

Los materiales utilizados para la valoración de la fuerza son los siguientes: un dinamómetro (*Biodex System 3 Pro*)(Anexo II), para el registro de la señal de fuerza isométrica generada por el cuádriceps, durante las distintas condiciones de contracción y un electroestimulador portátil (*Chattanooga Theta*)(Anexo III), para inducir la contracción muscular aplicando una corriente bifásica simétrica de baja frecuencia de 350 μ s (21) de ancho de pulso.

Electrodos *Dura-Stich plus* autoadhesivos, fueron colocados, asegurando la máxima estimulación de todo el grupo muscular del cuádriceps (22) (Anexo IV).

- Dos electrodos proximales positivos (5x10cm), en la salida del triángulo femoral.
- Un electrodo distal negativo (5x5 cm), sobre cada uno de los puntos motores del vasto medial, recto anterior, y vasto lateral.
- Con dicha distribución de electrodos se formaron dos canales de estimulación:
 - o Canal 1 (CH1): electrodo proximal inferior, vasto medial
 - o Canal 2 (CH2): electrodo proximal superior conectado al vasto lateral y al recto anterior mediante un cable bifurcado.

En primer lugar, se realizó un calentamiento de tren inferior (Anexo V) que consistió en 5' de cicloergómetro, posteriormente se realizaron estiramientos de cuádriceps, después se procedió a la realización de 8 extensiones de rodilla al 50% resistidas manualmente se descansó 2 minutos y se volvió a realizar 4 extensiones de rodilla al 80% resistida manualmente.

Posteriormente se cinchó al paciente en el dinamómetro isocinético con la rodilla a 60° desde la extensión completa de rodilla y una velocidad angular de 0°/segundo. Por último, se colocaron los electrodos poniendo dos electrodos dispersivos en la zona de salida del nervio femoral a la altura inguinal y tres electrodos activos en cada punto motor de cada uno de los vientres que previamente ha sido identificado con un electrodo tipo lápiz. Una vez hecho esto, se realizaron los 4 Test de 3 repeticiones de 3" ON y 10" OFF y 2' de descanso entre cada test.

- Contracción voluntaria aislada
- Contracción voluntaria + electroestimulación a 20Hz
- Contracción voluntaria + electroestimulación a 40 Hz
- Contracción voluntaria + electroestimulación a 80 Hz

Para la búsqueda de la intensidad máxima, se dedicaron 2 intentos donde se pidió al paciente que realizase una contracción a la vez que se iba subiendo la intensidad de la corriente con la premisa de "conseguir la máxima tensión sin dolor" además se le indicó el movimiento que tenía que hacer y se le alentó verbalmente en cada uno de los test (Anexo VI).

5.2. Sujetos de estudio

La población de estudio estaba formada por un total de 51 deportistas de alto rendimiento, 33 hombres y 18 mujeres (Anexo VII), pertenecientes a diferentes deportes (Atletismo, Waterpolo, Esquí, Triatlón, Boxeo, Halterofilia, Rugby y Esgrima). Todos ellos se encuentran incluidos en el plan de tecnificación del Consejo Superior de Deportes.

Criterios de inclusión:

- Deportistas federados a nivel nacional o internacional.

Criterios de exclusión:

- Patologías musculoesqueléticas o neurológicas y/o historial recurrente de patología de rodilla / cirugía.

Los 51 deportistas realizaron los 4 test y a 6 de ellos se le realizó en ambas piernas por los que se completaron 57 mediciones.

5.3. Asignación de los Sujetos

El orden y la variable intervención (Frecuencia en HZ) fue asignada por un segundo ayudante mediante tablas de aleatorización (<https://www.randomizer.org/>) para producir un doble ciego, ya que ni el paciente ni el investigador sabían cuál es el test que estaban realizando.

Se establecieron 4 grupos en función del test en el que habían comenzado con el objetivo de evitar el posible sesgo de que la realización de un test influyese en el resto (Anexo VIII).

5.4. Aspectos éticos

Todos los participantes firmaron un consentimiento informado, para participar en dicho estudio y para permitir el uso de los resultados (Anexo I).

En todo caso se respetaron los principios de la Declaración de Helsinki (1984), en la versión revisada de 2013 y los principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos.

5.5. Variables

Variables independientes

- Variable intervención: Frecuencia en Hz.
- Deporte: Aeróbico o anaeróbico.
- Variables de ajuste descriptivas: talla, peso y edad.

Variables dependientes

- Variable resultado: Fuerza generada en Newtons (N) en cada una de las contracciones y registrada por el dinamómetro isocinético.
- Intensidad máxima tolerada (mA): indicada por el paciente cuando de manera subjetiva, empiece a notar dolor, ya que nos indicará que ya no se están estimulando fibras motoras, si no fibras aferentes del dolor tipo C.

5.6. Recogida y análisis de los datos

Se realizó un análisis descriptivo de los datos mediante la media y la desviación típica mediana cuando así lo requirieron. Las variables cualitativas se describen mediante porcentajes.

Un modelo de análisis de varianza (ANOVA) de medidas repetidas con ajuste Bonferroni, con los distintos tipos de contracción como factor repetido, fue usado para comprobar el efecto de cada condición de contracción sobre la fuerza máxima. Para las comparaciones múltiples se ha utilizado un análisis post hoc.

Con el objetivo de averiguar la correlación existente entre la intensidad máxima tolerada y las frecuencias utilizadas en cada uno de los test, se recurrirá al coeficiente de Pearson como medida de relación lineal entre las dos variables. Este procedimiento se realizó tanto para el canal 1 como para el canal 2 y posteriormente segmentando los datos por género y por deporte. Se estableció para una confianza del 95%, un nivel de significación $p < 0,05$ valor que se considera adecuado de forma universal en investigaciones biomédicas.

El análisis se realizará usando el software estadístico IBM SPSS Statistics 22.

6. RESULTADOS

Al analizar los valores atípicos se detectaron 10 sujetos que obtuvieron puntuaciones mayores a 2,5 por lo que se excluyeron de la muestra.

En el análisis de los descriptivos se observa un aumento positivo tanto de la fuerza máxima como de la fuerza media en 40Hz con respecto a 20Hz y de 80Hz con respecto a 40Hz (Anexo X). El modelo de la varianza Anova reveló la existencia de una interacción significativa en la fuerza máxima y en la media generada en función de la condición de contracción que se aplique, con un nivel de significancia de $P < 0,001$ (Anexo XI). La corrección Bonferroni confirmó que existe una relación significativa entre los factores 20Hz y 80Hz con significancia $P < 0,001$ tanto para la media como para la fuerza máxima (Anexo XII). No existe una interacción significativa entre el resto de las condiciones de contracción.

En el análisis de la segmentación por sexos confirmó una diferencia significativa en hombres con un nivel de significancia $p < 0,001$ en la fuerza máxima y $p < 0,05$ en la fuerza media (Anexo XIII y XIV) mientras que las mujeres quedaron cerca de esta significancia sin llegar a obtenerla con un valor de $p 0,082$ en la Fuerza máxima. Futuros estudios que incluyan más mujeres son necesarios para conseguir un valor estadísticamente significativo ya que el número de mujeres incluidas en el estudio fue de 17.

En la segmentación por deportes se encontró significancia estadística en función del deporte que se practicaba, obteniendo en los deportistas que practicaban un deporte anaeróbico, un mayor aumento de la fuerza con una $p < 0,001$ en la comparación por pares entre 20Hz y 80Hz. En la comparación entre 40 y 80Hz el valor de p fue 0,052. También serán necesarios más sujetos incluidos en la muestra para conseguir significancia tanto como para los deportes aeróbicos como para el resto de las condiciones de contracción (Anexo XV y XVI).

En último lugar, con relación al estudio de la fuerza máxima y media obtenida en cada condición de contracción, se cruzaron los datos por sexos y por deporte obteniendo una diferencias estadísticamente significativas en los hombres que practicaban deportes anaeróbicos o de fuerza con un valor de $p < 0,05$.

Por otro lado, en el estudio de la intensidad máxima con la frecuencia, el modelo de la varianza Anova reveló la existencia de una interacción significativa en función de la frecuencia utilizada tanto para el canal 1 como para el canal 2.

Para finalizar se calculó el coeficiente de Pearson para relacionar la frecuencia con la intensidad obteniendo correlaciones bilaterales estadísticamente significativas con un valor de $p < 0,001$ para todas las frecuencias, con lo que podemos afirmar que a mayor frecuencia menor intensidad necesitaremos para alcanzar la máxima tensión en un músculo (Anexo XVIII). La segmentación por sexos no mostró diferencias significativas en ninguno de los dos canales en función de la frecuencia utilizada. Esto puede indicar que tanto hombres como mujeres pueden tolerar la misma cantidad de corriente.

7. DISCUSIÓN

Este es uno de los primeros estudios que utiliza deportistas de élite y una muestra amplia de distintos deportes. El principal hallazgo con relación a los objetivos propuestos es que la contracción máxima isométrica combinada con electroestimulación a 80 Hz puede generar un incremento de la fuerza, teniendo en cuenta que la eficiencia de la técnica combinada (EENM + contracción voluntaria) podría deberse al hecho de que se facilitan los efectos acumulativos total o parcialmente inducidos por las técnicas por separado. Sin embargo, según Paillard *et al.* (16) el EENM no mejora la coordinación entre los diferentes músculos agonistas y antagonistas y por lo tanto no facilita el aprendizaje de la coordinación específica de los movimientos complejos.

Por el contrario, estudios previos, han mostrado que en general cualquier técnica empleada de superposición de electroestimulación sobre una contracción voluntaria, parece que no recluta más unidades motoras excepto si es una acción excéntrica o una situación de desentrenamiento (11,23).

En publicaciones anteriores de Miyamoto *et al.* (24) y Jubeau *et al.* (25) demostraron que al 40% de la CVIM con 10 segundos de NMES a 80Hz, se produce una potenciación muscular menor, que con una contracción voluntaria y con la estimulación de 20Hz y 40Hz. Esto puede ser debido a que a 80Hz se activan fibras rápidas de tipo II, que se fatigan más rápido y no pueden producir una potenciación después de 10 segundos de contracción. Esta afirmación sugiere la necesidad de más estudios que cuantifiquen la potenciación de las fibras con electroestimulación de 80 Hz, con ratios de contracción/relajación que eliminen la fatiga.

Otro estudio de Dantas *et al.*(26) no encontró ningún beneficio en la combinación de la NMES con MVC comparado con la NMES aislada. Esto podría ser debido a unos parámetros distintos de la corriente: forma de onda, menor intensidad de corriente aplicada, menor tiempo de descanso (ratio contracción: relajación 1:2) y menor frecuencia (50 Hz).

También Maffiuletti *et al.*(27) encontraron resultados favorables en la obtención de fuerza máxima en porcentaje de la MVC y en la reducción de la fatiga con una configuración de electrodos multicanal como la propuesta en este trabajo, pero de mayor tamaño.

En cuanto al ancho de pulso, estudios recientes de Giroux *et al.*(21) han demostrado que la EENM en cuádriceps, con pulsos cortos (0,2ms) frente a largos (1ms), permiten una contracción y una activación, con una fatiga central y periférica y una puntuación de incomodidad similar. Se sugiere entonces una duración de pulso superior a 0,2ms para garantizar una fuerza máxima en todos los individuos. En el presente estudio se utilizó un ancho de pulso de 0,350ms.

El segundo propósito de esta investigación fue valorar si a mayor frecuencia menor es la intensidad necesaria para alcanzar la tensión máxima en el músculo y los resultados lo confirman, con un nivel de significancia de $P < 0,001$.

Maffiuletti *et al.*(28) en 2008, afirmaron que el umbral sensitivo y motor, eran menores en la mujer que en el hombre, sin embargo, en este estudio se encontraron diferencias en la intensidad máxima tolerada, lo que sugiere un umbral de excitación máxima similar. Por otro lado, hasta la fecha, no se ha encontrado ningún estudio que ratifiquen o desmientan esta relación entre intensidad y frecuencia, solo algún estudio sugiere de Paillard *et al.*(23), que los hombres toleran mayor cantidad de corriente que las mujeres debido a la mayor sensibilidad cutánea causada por los cambios hormonales producidos durante el ciclo menstrual.

En cuanto a las implicaciones clínicas, está ampliamente aceptado que la EENM puede crear grandes efectos positivos para el tratamiento de pacientes utilizando los parámetros óptimos (29).

La capacidad de activar fibras rápidas que normalmente no serían reclutadas durante las actividades diarias normales podría ser un beneficioso para la recuperación de los

pacientes (3). El efecto terapéutico de la activación de estas fibras debería ayudar a atenuar las respuestas al desuso y acelerar la recuperación. Este puede ser el mecanismo responsable de muchos de los avances en el rendimiento demostrados con los protocolos de prevención, entrenamiento y rehabilitación de EENM (17).

En sujetos sanos, EENM combinado con MVIC no produce beneficios significativos en comparación con los programas realizados solo con ejercicios voluntarios, sin embargo, puede considerarse una herramienta relevante para la rehabilitación funcional durante la atrofia muscular. Aunque la EENM no sea más efectiva para mejorar la contracción muscular que el ejercicio voluntario, supone un estrés muscular específico que conduce al reclutamiento de unidades motoras diferentes de aquellas activadas a través de acciones voluntarias. Por lo tanto, el EENM es un complemento de los programas tradicionales de fortalecimiento voluntario en sujetos sanos (30).

La técnica combinada también produce una mayor mejora del rendimiento de los movimientos dinámicos complejos que la contracción voluntaria, y la técnica sobreimposición, puede ser considerada como relevante dentro de las herramientas utilizadas en la rehabilitación funcional y puede ser integrada en programas de entrenamiento para optimizar las características neuromusculares.

7.1. Fortalezas y limitaciones

Las fortalezas de este estudio radican en el alto nivel de la muestra que, junto con una buena metodología en la intervención, la fuerza generada por los sujetos triplica los resultados de otros estudios de características similares.

La limitación que se dio en el estudio fué que los participantes solo se sometieron a una sesión por lo cual ninguno estaba acostumbrado a esta técnica y se pudo generar aprehensión por la tensión máxima generada por la corriente. Podría ser que, si se hiciese una primera sesión de entrenamiento, los resultados podrían ser incluso mejores. Esto se puede tener en cuenta en futuras líneas de investigación, al igual que realizar la prueba en ambas piernas.

Más líneas de investigación son necesarias, que expliquen las mejoras funcionales y los mecanismos asociados a la utilización de EENM. (Cambios neurales y en las enzimas oxidativas, hipertrofia y potenciación de la fibra asociada a la fosforilación de la cadena ligera de miosina que incrementa su sensibilidad a la creación de puentes de CA^{2+} y por lo tanto a contractibilidad).

También es necesario conocer si todos los parámetros utilizados en el presente estudio son los correctos para la obtención de fuerza máxima, así como para la eliminación de las limitaciones que tiene la técnica en sí misma (fatiga, reclutamiento limitado e incomodidad).

8. CONCLUSIONES

Los resultados del presente estudio sugieren que:

- La utilización de una contracción voluntaria combinada con EENM a 80Hz puede generar mayor nivel de fuerza que cuando se combina con otras frecuencia.
 - Los deportistas que practican un deporte anaeróbico o de fuerza obtuvieron un aumento significativo de la fuerza mientras que los que practicaban un deporte aeróbico de resistencia no.
 - No hay evidencia para correlacionar que, a mayor intensidad soportada, mayor sea la fuerza generada.
 - No obstante, a mayor frecuencia de estimulación menor es la intensidad necesaria para alcanzar la máxima tensión en un músculo. No hay diferencia en la intensidad máxima de corriente que toleran hombres y mujeres.

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Hultman E, Sjöholm H, Jäderholm-Ek I, Krynicky J. Evaluation of methods for electrical stimulation of human skeletal muscle in situ. *Pflügers Arch Eur J Physiol.* 1983;398(2):139–41.
2. Henneman E, Somjen G, Carpenter D. Functional size in significance of cell spinal motoneurons. 1964.
3. Hainaut K, Duchateau J. Neuromuscular electrical stimulation and voluntary contraction. *Sport Med.* 1992;14(2):100–13.
4. Stratton K, Faghri PD. Electrically and hybrid-induced muscle activations: effects of muscle size and fiber type. *Eur J Transl Myol.* 2016;26(3):249–54.
5. Veldman MP, Gondin J, Place N, Maffiuletti NA. Effects of Neuromuscular Electrical Stimulation Training on Endurance Performance. *Front Physiol.* 2016;7:1–5.
6. Miyamoto T, Kamada H, Tamaki A, Moritani T. Low-intensity electrical muscle stimulation induces significant increases in muscle strength and cardiorespiratory fitness. *Eur J Sport Sci.* 2016;16(8):1104–10.
7. Deley G, Babault N. Could low-frequency electromyostimulation training be an effective alternative to endurance training? An overview in one adult. *J Sport Sci Med.* 2014;13(2):444–50.
8. Gondin J, Cozzone PJ, Bendahan D. Is high-frequency neuromuscular electrical stimulation a suitable tool for muscle performance improvement in both healthy humans and athletes? *Eur J Appl Physiol.* 2011;111(10):2473–87.
9. Bickel CS, Gregory CM, Dean JC. Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: A critical appraisal. *Eur J Appl Physiol.* 2011;111(10):2399–407.
10. Dreibati B, Lavet C, Pinti A, Poumarat G. Influence of electrical stimulation frequency on skeletal muscle force and fatigue. *Ann Phys Rehabil Med.* 2010;53(4):266–77.
11. Herrero AJ, Martin J, Martin T, Abadía O, Fernández B, Garcia-Lopez D. Short-term effect of strength training with and without superimposed electrical stimulation on muscle strength and anaerobic performance. A randomized controlled trial. *J Strength Cond Res.* 2010;24(6):1609–15.

12. Millet GY, Martin V, Martin A, Vergès S. Electrical stimulation for testing neuromuscular function: sport to pathology. 2011;2489–500.
13. Maffiuletti NA, Minetto MA, Farina D, Bottinelli R. Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues. *Eur J Appl Physiol*. 2011;111(10):2391–7.
14. Hortobágyi T, Maffiuletti NA. Neural adaptations to electrical stimulation strength training. *Eur J Appl Physiol*. 2011;111(10):2439–49.
15. Gulick DT, Castel JC, Palermo FX, Draper DO. Effect of patterned electrical neuromuscular stimulation on vertical jump in collegiate athletes. *Sports Health*. 2011;3(2):152–7.
16. Paillard T. Combined application of neuromuscular electrical stimulation and voluntary muscular contractions. *Sport Med*. 2008;38(2):161–77.
17. Gobbo M, Maffiuletti NA, Orizio C, Minetto MA. Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use. *J Neuroeng Rehabil*. 2014;11(1):1–6.
18. Martínez-López EJ, Benito-Martínez E, Hita-Contreras F, Lara-Sánchez A, Martínez-Amat A. Effects of electrostimulation and plyometric training program combination on jump height in teenage athletes. *J Sport Sci Med*. 2012;11(4):727–35.
19. Filipovic A KH, Dörmann U MJ. Electromyostimulation-a systematic review of the effects of different electromyostimulation methods on selected strength parameters in trained and elite athletes. *J Strength Cond Res*. 2012 Sep;26(9):2600-14.
20. Filipovic A, Grau M, Kleinöder H, Zimmer P, Hollmann W, Bloch W. Effects of a whole-body electrostimulation program on strength, sprinting, jumping, and kicking capacity in elite soccer players. *J Sport Sci Med*. 2016;15(4):639–48.
21. Giroux C, Roduit B, Rodriguez-Falces J, Duchateau J, Maffiuletti NA, Place N. Short vs. long pulses for testing knee extensor neuromuscular properties: does it matter? *Eur J Appl Physiol*. 2018;118(2):361–9.
22. Basas A. Metodología de la electroestimulación en el deporte. 2001;23(2):36–4
23. Paillard T, Maitre J, Borel L. Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction reduces deterioration of both postural control and quadriceps femoris muscle strength. 2009;38(2):161–77

24. Miyamoto N, Fukutani A, Yanai T, Kawakami Y. Twitch potentiation after voluntary contraction and neuromuscular electrical stimulation at various frequencies in human quadriceps femoris. *Muscle and Nerve*. 2012;45(1):110–5.
25. Jubeau M, Gondin J, Martin A, Van Hoecke J, Maffiuletti NA. Differences in twitch potentiation between voluntary and stimulated quadriceps contractions of equal intensity. *Scand J Med Sci Sport*. 2010;20(1):56–62.
26. Dantas. Comparison between the effects of 4 different electrical stimulation current waveforms on isometric knee extension torque and perceived discomfort in healthy women. 2015 :1–23.
27. Maffiuletti NA, Vivodtzev I, Minetto MA, Place N. A new paradigm of neuromuscular electrical stimulation for the quadriceps femoris muscle. 2014;197–205.
28. Maffiuletti NA, Herrero AJ, Jubeau M, Impellizzeri FM, Bizzini M. Differences in Electrical Stimulation Thresholds between Men and Women. 2008;507–12.
29. Glaviano NR, Saliba S. Can the Use of Neuromuscular Electrical Stimulation Be Improved to Optimize. 2015;18(3):1–7.
30. Paillard T, Noe F, Bernard N, Dupui P. Effects of two types of neuromuscular electrical stimulation training on vertical jump performance. 2008;22(4):1273–8.

ANEXOS

Anexo I: Consentimiento informado.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

EFFECTO DE LA ELECTROESTIMULACIÓN Y LA CONTRACCIÓN VOLUNTARIA EN LA FUERZA EN DISTINTOS DEPORTISTAS DE ALTO RENDIMIENTO

Descripción

Usted ha sido invitado a participar en una investigación sobre el efecto de la electroestimulación en el músculo cuádriceps. Esta investigación es realizada por JESÚS SANTAMARÍA MORALES alumno de fisioterapia de la Universidad Camilo José Cela, donde se coordina la asignatura de Trabajo de fin de máster.

Si acepta participar en esta investigación, se le solicitará realizar un calentamiento previo a 4 test en los que se buscará que usted realice fuerza máxima en un dinamómetro y en tres de ellos se estimulará eléctricamente el músculo cuádriceps.

Riesgos

El riesgo asociado a este estudio es la incomodidad que se pueda producir por la estimulación eléctrica. Se tomarán las medidas necesarias para minimizar esta incomodidad colocando los electrodos de manera óptima y usted indicará cual es la intensidad máxima de corriente que tolera.

Confidencialidad y protección de datos

La información sobre sus datos personales y de salud será incorporada y tratada cumpliendo con las garantías que establece la Ley de Protección de Datos de Carácter Personal y la legislación sanitaria.

Derechos

Si ha leído este documento y ha decidido participar, por favor entienda que su participación es completamente voluntaria y que usted tiene derecho a abstenerse de participar o retirarse del estudio en cualquier momento, sin ninguna penalidad en los términos previstos a la normativa aplicable. Si tiene alguna pregunta o desea más información sobre esta investigación, por favor comuníquese con Jesús Santamaría Morales al teléfono 638883482.

Su firma en este documento significa que ha decidido participar después de haber leído y discutido la información presentada en esta hoja de consentimiento.

Por ello otorgo mi consentimiento a JESÚS SANTAMARÍA MORALES para participar de manera voluntaria en la investigación que está realizando y a que utilice mi información personal únicamente con fines docentes y de investigación.

He comprendido las explicaciones, me han ofrecido y se me ha permitido plantear todas las dudas que he creído convenientes.

Yo, D/Dña _____

Expreso que estoy satisfecho/a con la información recibida y **CONSIENTO** colaborar en la forma en la que se me ha explicado.

En _____ a _____ de _____ de 20 _____

Anexo II: Dinamómetro isocinético (*Biodex sistem 3 pro*)



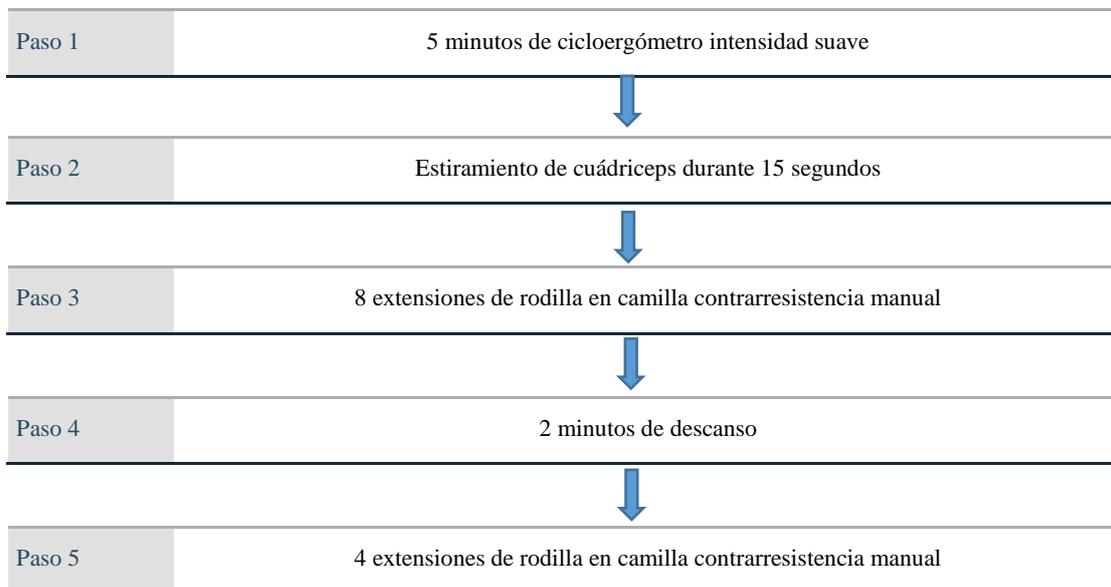
Anexo III: Electroestimulador (*Chattanooga Rehab*)



Anexo IV: Configuración de electrodos propuesta para el estudio.



Anexo V: esquema del calentamiento



Paso 1

Paso 2

Pasos 3 y 5

Anexo VI: Esquema del procedimiento



Anexo VII: descripción de la muestra

	Edad	Talla (cm)	Peso (kg)	N
Hombres	24 ± 5	182,5 ± 12,5	84 ± 20	31
Mujeres	22 ± 6	170,5 ± 7,5	62 ± 10	18

Anexo VIII: Tabla 1 Orden de realización de los test. Tabla 2 Configuración final de los grupos después de la aleatorización.

Tabla 1

<i>Grupo</i>	<i>Orden de realización</i>			
1	CVIM + 20Hz	CVIM + 40 Hz	CVIM + 80Hz	CVIM
2	CVIM + 40Hz	CVIM + 80 Hz	CVIM	CVIM + 20Hz
3	CVIM + 80Hz	CVIM	CVIM + 20	CVIM + 40Hz
4	CVIM	CVIM + 20Hz	CVIM + 40Hz	CVIM + 80Hz

Tabla 2

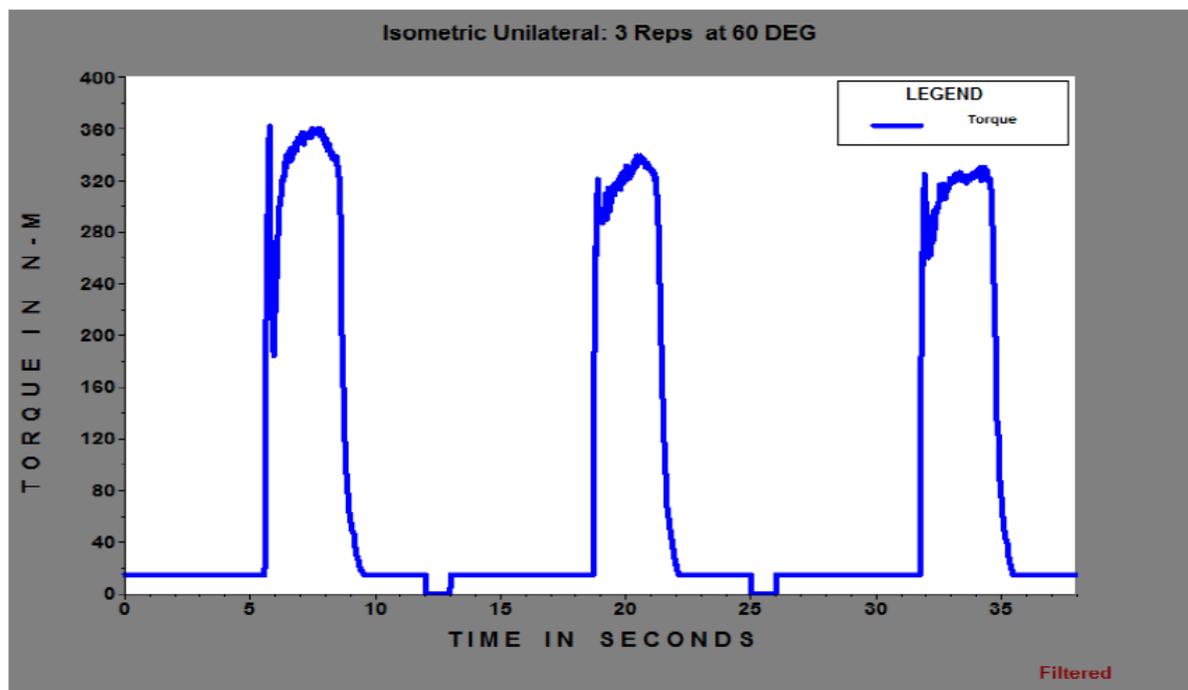
Configuración de los grupos.

Grupo 1	Pacientes que empezaron en CVIM + 20Hz	1 – 5 – 9 – 13 – 17- 21 – 25 – 29 – 33 – 37 – 41 – 45 – 49 – 53 – 57
Grupo 2	Pacientes que empezaron en CVIM + 40Hz	2 – 6 – 10 – 14 – 18 – 22 – 26 – 30 – 34 – 38 – 42 – 46 – 50 – 54
Grupo 3	Pacientes que empezaron en CVIM + 80Hz	3 – 7 – 11 – 15 – 19 – 23 – 27 – 31 – 35 – 39 – 43 – 47 – 51 – 55
Grupo 4	Pacientes que empezaron en CVIM	4 – 8 – 12 – 16 – 20 – 24 – 28 – 32 – 36 – 40 – 44 – 48 – 52 – 56

Anexo IX: Resultados del primer paciente y del último.

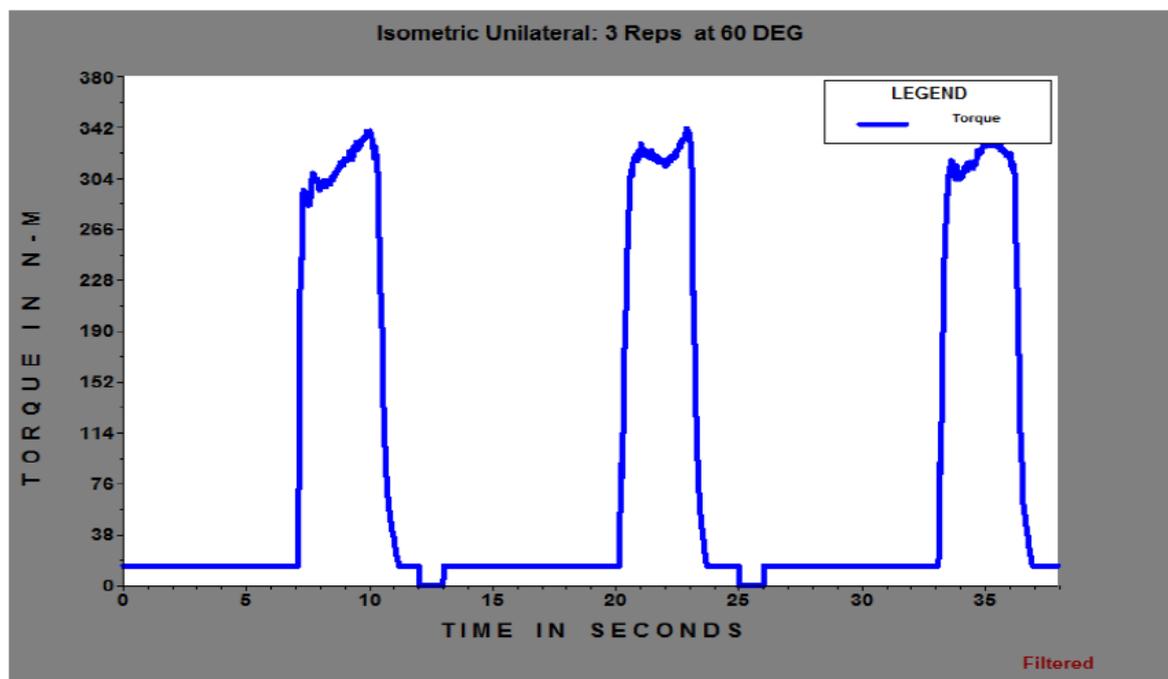
MVIC + 20Hz

Side: RIGHT			
# OF REPS: 3			
PEAK TORQUE	N-M	359.5	0.0
AVG PEAK TQ	N-M	341.2	0.0
AVE PKTQ/BW	%	393.5	0.0
RELAXATION TIME	SEC	1	1
CONTRACTION TIME	SEC	12	12
COEFF. OF VAR.	%	4.8	0.0
AGON/ANTAG RATIO	%	0.0	



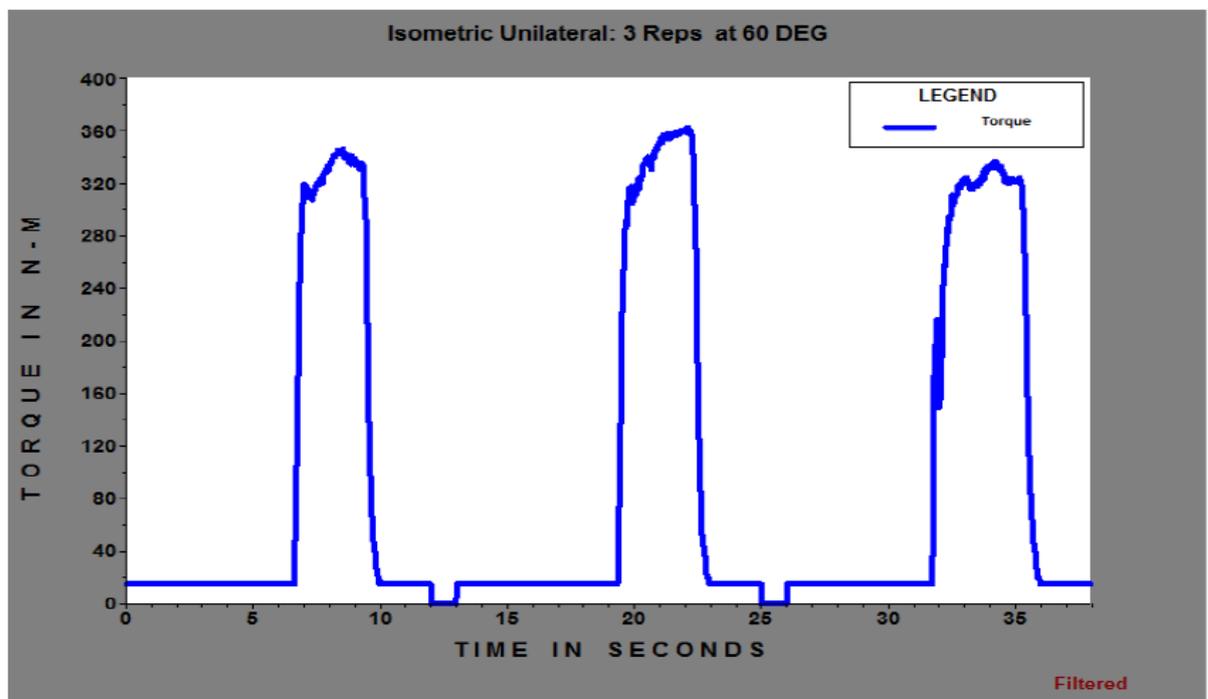
MIVC + 40Hz

Side: RIGHT			
# OF REPS: 3			
PEAK TORQUE	N-M	340.0	0.0
AVG PEAK TQ	N-M	337.1	0.0
AVE PKTQ/BW	%	388.7	0.0
RELAXATION TIME	SEC	1	1
CONTRACTION TIME	SEC	12	12
COEFF. OF VAR.	%	1.0	0.0
AGON/ANTAG RATIO	%	0.0	



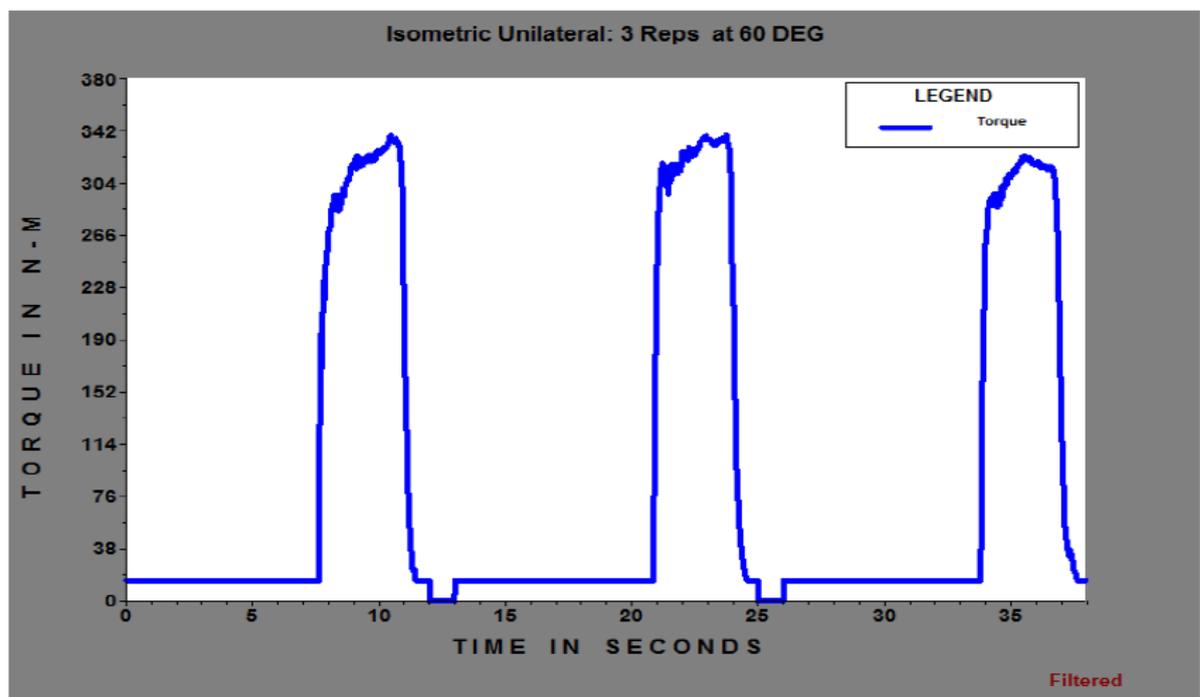
MIVC + 80Hz

Side: RIGHT			
# OF REPS: 3			
PEAK TORQUE	N-M	361.7	0.0
AVG PEAK TQ	N-M	347.2	0.0
AVE PKTQ/BW	%	400.4	0.0
RELAXATION TIME	SEC	1	1
CONTRACTION TIME	SEC	12	12
COEFF. OF VAR.	%	3.8	0.0
AGON/ANTAG RATIO	%	0.0	



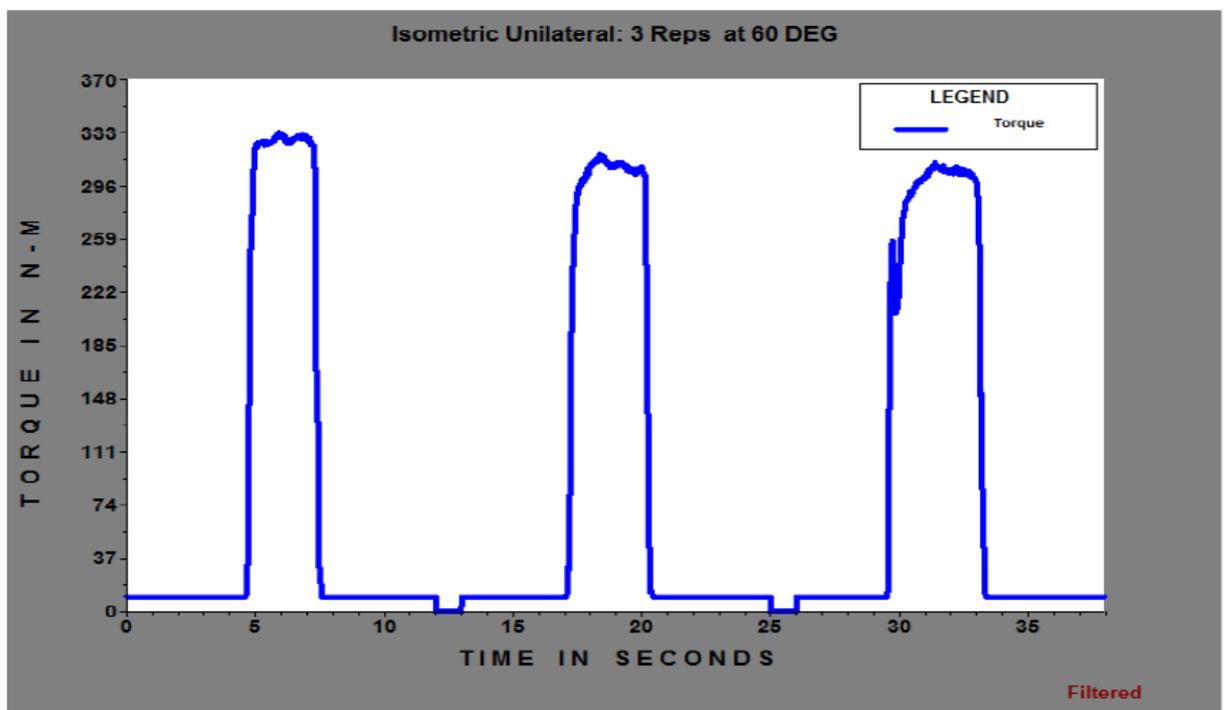
MIVC

Side: RIGHT			
# OF REPS: 3			
PEAK TORQUE	N-M	337.7	0.0
AVG PEAK TQ	N-M	332.8	0.0
AVE PKTQ/BW	%	383.8	0.0
RELAXATION TIME	SEC	1	1
CONTRACTION TIME	SEC	12	12
COEFF. OF VAR.	%	2.6	0.0
AGON/ANTAG RATIO	%	0.0	



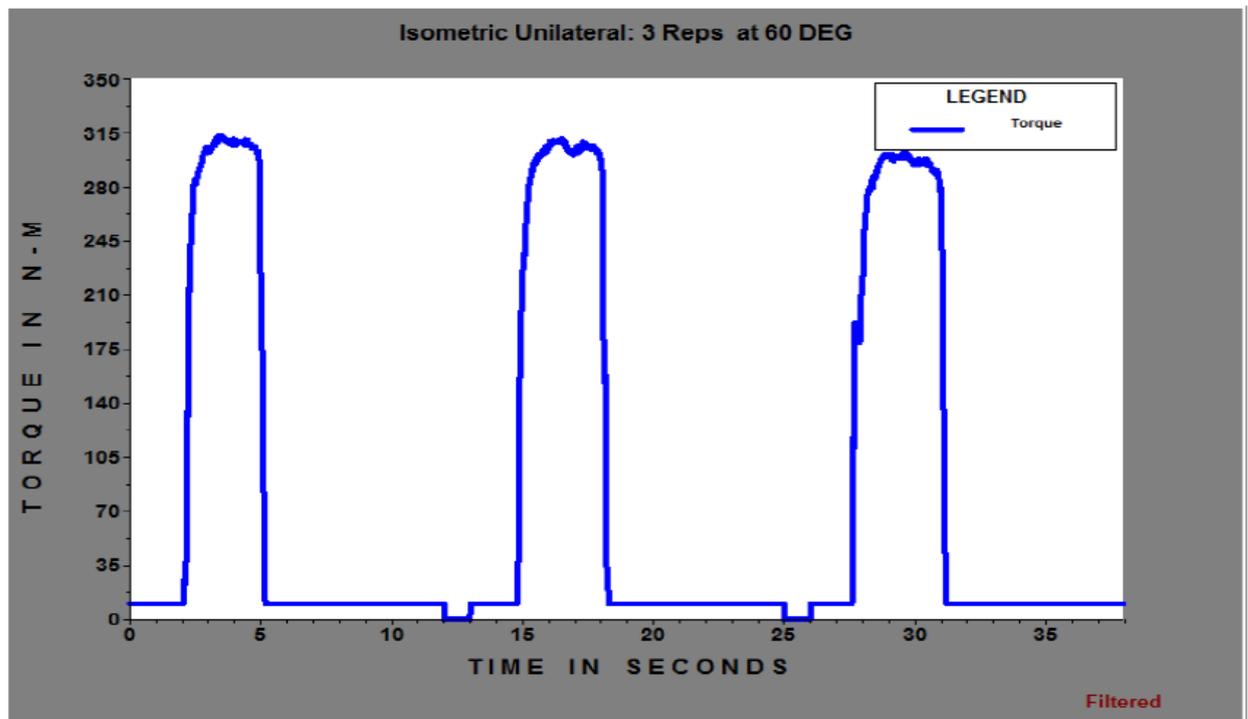
MIVO + 40Hz

Side: RIGHT			
# OF REPS: 3			
PEAK TORQUE	N-M	332.3	0.0
AVG PEAK TQ	N-M	320.2	0.0
AVE PKTQ/BW	%	417.3	0.0
RELAXATION TIME	SEC	1	1
CONTRACTION TIME	SEC	12	12
COEFF. OF VAR.	%	3.4	0.0
AGON/ANTAG RATIO	%	0.0	



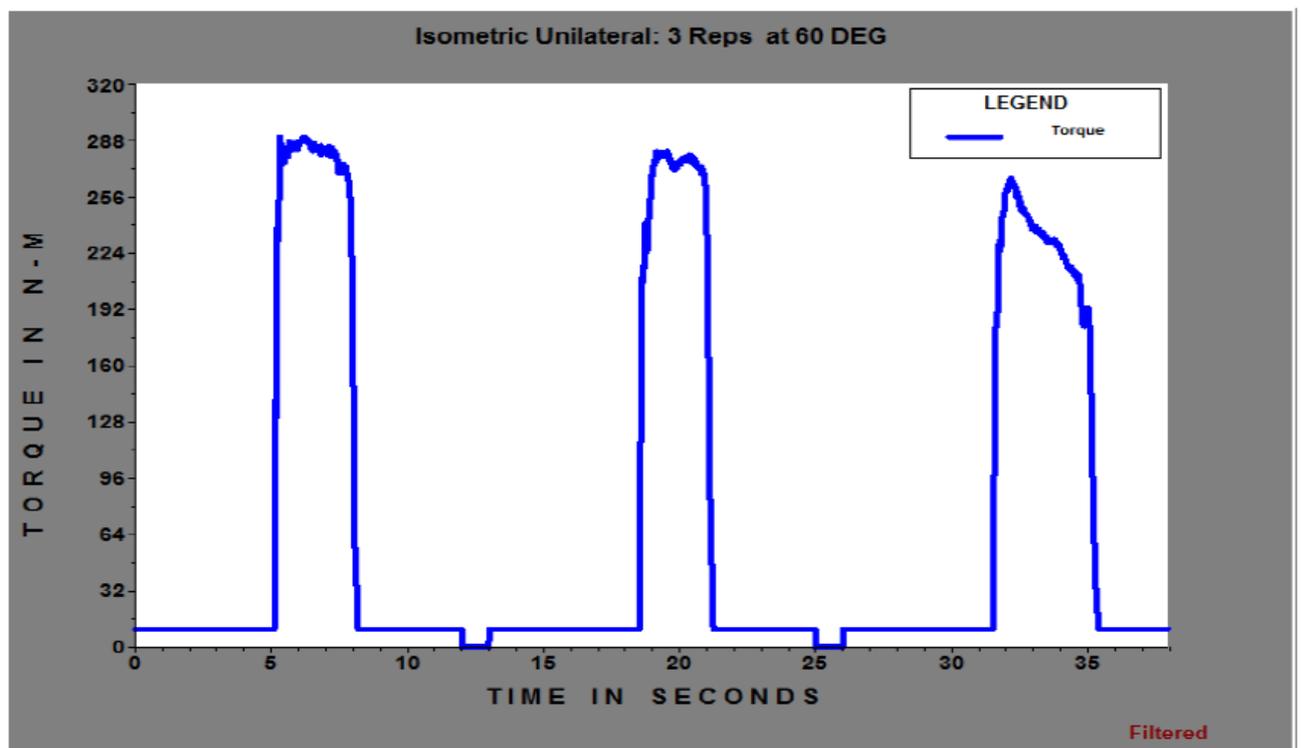
MIVC + 80Hz

Side: RIGHT			
# OF REPS: 3			
PEAK TORQUE	N-M	312.8	0.0
AVG PEAK TQ	N-M	308.1	0.0
AVE PKTQ/BW	%	401.5	0.0
RELAXATION TIME	SEC	1	1
CONTRACTION TIME	SEC	12	12
COEFF. OF VAR.	%	1.9	0.0
AGON/ANTAG RATIO	%	0.0	



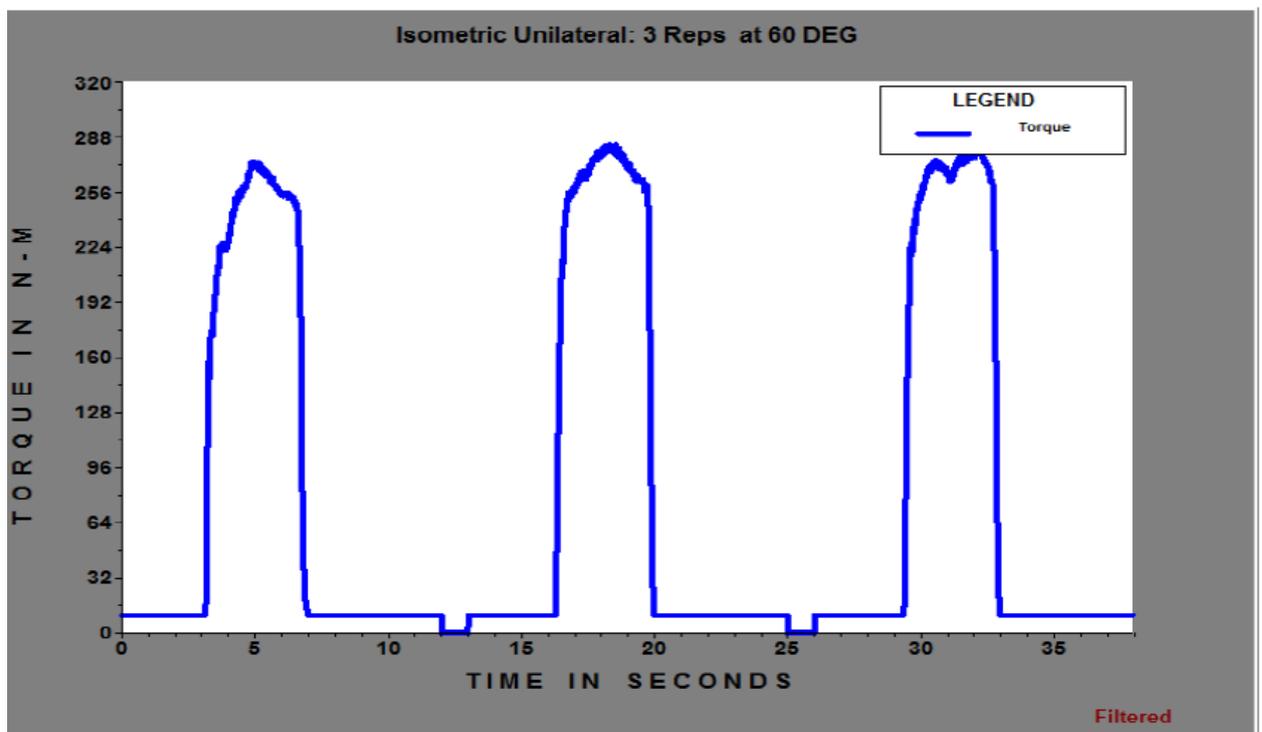
MVIC

Side: RIGHT			
# OF REPS: 3			
PEAK TORQUE	N-M	289.6	0.0
AVG PEAK TQ	N-M	279.1	0.0
AVE PKTQ/BW	%	363.7	0.0
RELAXATION TIME	SEC	1	1
CONTRACTION TIME	SEC	12	12
COEFF. OF VAR.	%	4.2	0.0
AGON/ANTAG RATIO	%	0.0	



MIVC + 20Hz

Side: RIGHT			
# OF REPS: 3			
PEAK TORQUE	N-M	282.4	0.0
AVG PEAK TQ	N-M	278.2	0.0
AVE PKTQ/BW	%	362.6	0.0
RELAXATION TIME	SEC	1	1
CONTRACTION TIME	SEC	12	12
COEFF. OF VAR.	%	1.8	0.0
AGON/ANTAG RATIO	%	0.0	



Anexo IX: media (Tabla 3) y pico de fuerza máximo (Tabla 4) durante cada una de las condiciones de contracción.

Tabla 3

	Media	Desviación estándar
Media Voluntario	250,36	± 56,24
Media 20 Hz	243,00	± 61,88
Media 40 Hz	253,63	± 61,15
Media 80 Hz	258,79	± 64,81

Tabla 4

	Media	Desviación estándar
Máxima Voluntario	258,81	± 58,28
Máxima 20 Hz	251,38	± 61,49
Máxima 40 Hz	262,98	± 62,67
Máxima 80 Hz	268,59	± 67,16

Anexo X: Nivel de significancia modelo de la varianza ANOVA

Tabla 5

	VOLUNTARIO	20HZ	40HZ	80HZ	ANOVA
Fuerza media	250,36	243,00	253,63	258,79	P<0,001
Fuerza máxima	258,81	251,38	262,98	268,59	P<0,001

Anexo XI: Comparación por pares de las condiciones de contracción para la fuerza media (tabla 6) y fuerza máxima (tabla 7) y nivel de significancia estadística.

Tabla 6 (F.media)

(I) factor1	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Significancia
1. Vol	2 20Hz	7,362	0,288
	3 40Hz	-3,268	1,000
	4 80Hz	-8,423	0,161
2.	1	-7,362	0,288
	3	-10,630	0,086
	4	-15,785*	0,01
3	1	3,268	1,000
	2	10,630	0,086
	4	-5,155	0,697
4	1	8,423	0,161
	2	15,785*	0,001
	3	5,155	0,697

Tabla 7 (F.Max)

(I) factor1	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Significancia
1. Vol	2 20Hz	7,436	,223
	3 40Hz	-4,164	1,000
	4 80Hz	-9,766	,092
2.	1	-7,436	,223
	3	-11,600	,053
	4	-17,202*	,000
3	1	4,164	1,000
	2	11,600	,053
	4	-5,602	,680
4	1	9,766	,092
	2	17,202*	,000
	3	5,602	,680

Anexo XII: Análisis descriptivo de la fuerza media (Tabla 8) y la fuerza máxima (Tabla 9) segmentada por sexo.

Tabla 8 (F.media)

SEXO		Media	Desviación estandar
Máx Voluntario	Masculino	277,99	± 48,63
	Femenino	201,61	± 29,15
Max 20Hz	Masculino	266,48	± 60,50
	Femenino	201,56	± 38,93
Max 40Hz	Masculino	278,95	± 58,92
	Femenino	208,95	± 33,65
Max 80Hz	Masculino	285,14	± 62,64
	Femenino	212,27	± 36,91

Tabla 9 (F.Máx)

SEXO		Media	Desviación estandar
Máx Voluntario	Masculino	286,89	± 51,26
	Femenino	209,26	± 30,24
Max 20Hz	Masculino	275,53	± 58,28
	Femenino	208,75	± 59,54
Max 40Hz	Masculino	289,35	± 37,71
	Femenino	216,42	± 61,49
Max 80Hz	Masculino	296,77	± 59,94
	Femenino	218,81	± 34,26

Anexo XIII: Análisis de la varianza ANOVA y posterior corrección Bonferroni para la comparación por pares de la fuerza media (Tablas 10 y 11) segmentada por sexos.

Tabla 10 (F.media)

MASCULINO	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Significancia
1.Vol	2 20Hz	11,507	,098
	3 40Hz	-,960	1,000
	4 80Hz	-7,157	,421
2.	1	-11,507	,098
	3	-12,467	,225
	4	-18,663*	,001
3	1	,960	1,000
	2	12,467	,225
	4	-6,197	,805
4	1	7,157	,421
	2	18,663*	,001
	3	6,197	,805

Tabla 11 (F.media)

FEMENINO	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Significancia
1.Vol	2 20Hz	,047	1,000
	3 40Hz	-7,341	,676
	4 80Hz	-10,659	,640
2.	1	-,047	1,000
	3	-7,388	,296
	4	-10,706	,230
3	1	7,341	,676
	2	7,388	,296
	4	-3,318	1,000
4	1	10,659	,640
	2	10,706	,230
	3	3,318	1,000

Anexo XIV: Análisis de la varianza ANOVA y posterior corrección Bonferroni para la comparación por pares de la fuerza máxima (Tablas 12 y 13) segmentada por sexos.

Tabla 12 (F.Máx)

	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Significancia
MASCULINO			
1.Vol	2 20Hz	11,360	,065
	3 40Hz	-2,463	1,000
	4 80Hz	-9,887	,300
2.	1	-11,360	,065
	3	-13,823	,078
	4	-21,247*	,000
3	1	2,463	1,000
	2	13,823	,078
	4	-7,423	,578
4	1	9,887	,300
	2	21,247*	,000
	3	7,423	,578

Tabla 13 (F.Máx)

	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Significancia
MASCULINO			
1.Vol	2 20Hz	,512	1,000
	3 40Hz	-7,165	1,000
	4 80Hz	-9,553	,900
2.	1	-,512	1,000
	3	-7,676	1,000
	4	-10,065	,612
3	1	7,165	1,000
	2	7,676	1,000
	4	-2,388	1,000
4	1	9,553	,900
	2	10,065	,612
	3	2,388	1,000

Anexo XV: Análisis descriptivo de la fuerza media (Tabla 14) y la fuerza máxima (Tabla 15) segmentada por deportes.

Tabla 14 (F.media)

DEPORTE		Media	Desviación estandar
Máx Voluntario	Anaeróbico	258,94	± 57,03
	Aeróbico	230,13	± 50,55
Max 20Hz	Anaeróbico	251,20	± 64,16
	Aeróbico	223,67	± 53,30
Max 40Hz	Anaeróbico	263,67	± 63,28
	Aeróbico	229,96	± 50,13
Max 80Hz	Anaeróbico	268,63	± 69,47
	Aeróbico	235,56	± 46,41

Tabla 15 (F.Máxima)

DEPORTE		Media	Desviación estandar
Máx Voluntario	Anaeróbico	267,40	± 58,78
	Aeróbico	238,55	± 53,68
Max 20Hz	Anaeróbico	259,80	± 63,21
	Aeróbico	231,50	± 54,23
Max 40Hz	Anaeróbico	273,76	± 64,51
	Aeróbico	237,55	± 51,59
Max 80Hz	Anaeróbico	279,03	± 70,91
	Aeróbico	243,92	± 51,48

Anexo XVI: Análisis de la varianza ANOVA y posterior corrección Bonferroni para la comparación por pares de la fuerza media (Tablas 16 y 17) segmentada por deportes.

Tabla 16
(*F.Media*)

	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Significancia
ANAERÓBICO			
1.Vol	2 20Hz	7,742	,499
	3 40Hz	-4,727	1,000
	4 80Hz	-9,694	,203
2.	1	-7,742	,499
	3	-12,470	,100
	4	-17,436*	,003
3	1	4,727	1,000
	2	12,470	,100
	4	-4,967	1,000
4	1	9,694	,203
	2	17,436*	,003
	3	4,967	1,000

Tabla 17
(*F.Media*)

	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Significancia
AERÓBICO			
1.Vol	2 20Hz	6,709	1,000
	3 40Hz	6,254	1,000
	4 80Hz	6,800	1,000
2.	1	6,709	1,000
	3	7,694	1,000
	4	7,063	,595
3	1	6,254	1,000
	2	7,694	1,000
	4	5,963	1,000
4	1	6,800	1,000
	2	7,063	,595
	3	5,963	1,000

Anexo XVII: Análisis de la varianza ANOVA y posterior corrección Bonferroni para la comparación por pares de la fuerza máxima (Tablas 18 y 19) segmentada por deportes.

Tabla 18
(*F.Máxima*)

	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Significancia
ANAERÓBICO			
1.Vol	2 20Hz	7,603	,454
	3 40Hz	-6,352	,846
	4 80Hz	-11,630	,097
2.	1	-7,603	,454
	3	-13,955	,052
	4	-19,233*	,000
3	1	6,352	,846
	2	13,955	,052
	4	-5,279	1,000
4	1	11,630	,097
	2	19,233*	,000
	3	5,279	1,000

Tabla 19
(*F.Máxima*)

	(J) factor1	Diferencia de medias (I-J)	Significancia
AERÓBICO			
1.Vol	2 20Hz	7,043	1,000
	3 40Hz	,993	1,000
	4 80Hz	-5,371	1,000
2.	1	-7,043	1,000
	3	-6,050	1,000
	4	-12,414	,435
3	1	-,993	1,000
	2	6,050	1,000
	4	-6,364	1,000
4	1	5,371	1,000
	2	12,414	,435
	3	6,364	1,000

Anexo XVIII: correlación de Pearson entre la intensidad y la frecuencia para el Canal 1 (tabla 20: CH1) y para el canal 2 (tabla 21: CH2).

Tabla 20

	20Hz / CH1	40 Hz / CH1	80Hz /CH1
20Hz / CH1		0,765**	0,768**
p		0,000	0,000
40Hz / CH1	0,765**		0,905**
p	0,000		0,000
80Hz / CH1	0,768**	0,934**	
p	0,000	0,000	

Tabla 21

	20Hz/ CH2	40 Hz /CH2	80Hz /CH2
20Hz / CH2		0,737**	0,697**
p		0,000	0,000
40Hz / CH2	0,737**		0,861**
p	0,000		0,000
80Hz / CH2	0,697**	0,861**	
p	0,000	0,000	