

**EFFECTOS DE UN PROGRAMA
COMBINADO DE ELECTROESTIMULACIÓN
NEUROMUSCULAR Y ENTRENAMIENTO
VOLUNTARIO DE MIEMBROS INFERIORES
SOBRE LA FUERZA Y LA HIPERTROFIA DEL
CUÁDRICEPS, LA CAPACIDAD FUNCIONAL
Y LA COMPOSICIÓN CORPORAL EN UN
ADULTO DE 63 AÑOS. ESTUDIO DE CASO**



Autor: Francisco Manuel Martínez Galiano

Tutor: Jesús del Pozo Cruz

TRABAJO DE FIN DE MÁSTER

UNIVERSIDAD DE SEVILLA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN

**MÁSTER UNIVERSITARIO EN ACTIVIDAD FÍSICA Y CALIDAD
DE VIDA DE PERSONAS ADULTAS Y MAYORES**

EFFECTOS DE UN PROGRAMA COMBINADO DE ELECTROESTIMULACIÓN NEUROMUSCULAR Y ENTRENAMIENTO VOLUNTARIO DE MIEMBROS INFERIORES SOBRE LA FUERZA Y LA HIPERTROFIA DEL CUÁDRICEPS, LA CAPACIDAD FUNCIONAL Y LA COMPOSICIÓN CORPORAL EN UN ADULTO DE 63 AÑOS. ESTUDIO DE CASO

Autor: Francisco Manuel Martínez Galiano

Tutor: Jesús del Pozo Cruz

Resumen: El proceso de envejecimiento conlleva una disminución de la fuerza y de la masa muscular principalmente en miembros inferiores. La Electroestimulación Neuromuscular (EENM) se presenta como un complemento para mejorar la condición física de personas sanas y con patologías. El objetivo de este estudio fue mejorar la fuerza de los músculos cuádriceps, el perímetro o hipertrofia del muslo, la capacidad funcional y analizar la composición corporal de un sujeto varón adulto de 63 años. Para ello, se utilizó un programa combinado de EENM y ejercicio voluntario en la extremidad inferior no dominante. Esto se comparó con el mismo programa empleado en la extremidad inferior dominante donde no se aplicó EENM, solamente ejercicio voluntario. El protocolo de trabajo empleado fue 10/50/10* durante 5 semanas. Se analizó la composición corporal (bioimpedancia eléctrica), el perímetro del muslo, la fuerza máxima isométrica unilateral del cuádriceps, *hand grip (HG)*, *timed up and go (TUG)*, *30 seconds chair stand (30 CST)* y *six minutes walk test (6MWT)*. Los resultados mostraron que el sujeto presentó mejoría en la fuerza máxima isométrica y en el perímetro de ambos cuádriceps, en el HG, TUG, 30 CST y redujo el grosor del pliegue subcutáneo del muslo derecho. No se observó mejoría en la composición corporal general ni en el 6MWT. La combinación de EENM y ejercicio voluntario mejoró la condición física, aumentó el perímetro de ambos muslos y aumentó la fuerza muscular en los miembros inferiores. Serían necesarias investigaciones futuras con una muestra mayor para corroborar estas mejoras obtenidas en este estudio de caso.

*10 segundos de estimulación, seguidos de 50 segundos de descanso, durante 10 minutos.

Palabras clave: Electroestimulación neuromuscular, adulto mayor, cuádriceps, fuerza muscular, capacidad funcional, composición corporal.

Abstract: the aging process entails a reduction of strength and muscle mass, specifically in lower extremities. Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) is presented as a resource to improve physical condition, both for healthy people as well as for people who suffer from physical ailments. The aim of the present study was to improve quadriceps strength, thigh perimeter or hypertrophy, the functional capacity as well as the body composition of a 63-year-old male. A combination of NMES and voluntary exercises were applied on his lower non-dominant limb, which was then compared to pure voluntary exercises without NMES on his lower dominant limb. The work method protocol was 10 second of stimulation, followed by 50 seconds of rest, for a duration of 10 minutes. It was carried out over a period of 5 weeks. The analyzed components were: body composition (bioelectrical impedance), cross section on thigh, maximum unilateral isometric strength on quadricep, hand grip (HG), timed up and go (TUG), 30 seconds chair stand (30 CST) and six-minute walk test (6MWT). The results showed that this person improved his maximum isometric strength, thighs perimeters, along with HG, TUG, 30 CST and a reduction in the subcutaneous fat thickness of the right thigh. Results showed no improvement whatsoever neither on body composition nor on 6MWT. However, the combination of NMES and voluntary exercise did improve physical condition and also reduced muscular atrophy and increased muscular strength on lower body limbs. Future research on this topic should be carried out with a larger and more diverse demographic of participants in order to confirm and validate the findings of this case study.

Key words: Neuromuscular electrical stimulation, senior citizen, quadriceps, muscle strength, functional capacity, body composition.

ÍNDICE

1 FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA.....	3
2 DESCRIPCION DEL CASO	5
3 EVALUACIÓN INICIAL.....	5
3.1 Datos antropométricos.....	5
3.2 Análisis de la composición corporal (bioimpedancia eléctrica).....	6
3.3 Fuerza muscular y capacidad funcional	6
4 OBJETIVOS	7
5 PROGRAMA DE INTERVENCIÓN.....	8
6 RESULTADOS.....	9
7 DISCUSIÓN	12
7.1 Limitaciones	16
8 CONCLUSIONES	16
8.1 Posibles líneas de investigación futuras	17
9 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	17
10 ANEXOS	22
10.1 Anexo I: Consentimiento Informado.....	22
10.2 Anexo II: Fotografías pre-intervención.....	23
10.3 Anexo III: Fotografías pruebas capacidad funcional	24
10.4 Anexo IV: Fotografías post-intervención.....	25
10.5 Anexo V: Instrumentos de medida, dispositivos empleados y/o funciones.....	26
AGRADECIMIENTOS	27

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Principales mediciones de la composición corporal	9
Tabla 2. Mediciones analíticas.....	10
Tabla 3. Valoración de la fuerza muscular y capacidad funcional	11

1 FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

La electroestimulación neuromuscular (EENM) consiste en la estimulación de la musculatura a través de corrientes eléctricas mediante unos electrodos aplicados sobre la superficie corporal (Esteve et al., 2017, p. 70).

Desde hace años se ha empleado con éxito tanto en el campo de la rehabilitación como en el ámbito deportivo. En la década de los 70 el doctor Kots investigó los efectos de la electroestimulación mediante corrientes eléctricas rusas en atletas jóvenes con un protocolo de trabajo 10/50/10, es decir, 10 segundos de estimulación seguidos de 50 segundos de descanso durante 10 minutos, llegando a obtener un aumento de la fuerza del 40% en atletas jóvenes de entre 15 y 17 años (Ward y Shkuratova, 2002, p. 1021).

En cuanto al ámbito de la rehabilitación, la EENM se ha empleado para la mejora de la fuerza en miembros inferiores en pacientes tras someterse a una artroplastia total de rodilla después de 12 meses de la intervención (Pettersen y Snyder-Mackler, 2006, p. 680) y tras someterse a esa misma operación aplicando EENM 48 horas después de la intervención (Stevens-Lapsley et al., 2012, p. 211). A su vez, Gotlin et al. (1994, p. 957), estudió los efectos de la EENM en pacientes que habían sido intervenidos de artroplastia total de rodilla en su primera semana después de la operación y comprobó que el grupo que había recibido tratamiento con EENM redujo el tiempo de estancia hospitalaria a 6,7 días respecto al grupo que no recibió tratamiento con EENM, 7,4 días.

Otra de sus utilidades ha sido para disminuir el dolor en pacientes hombres y mujeres de entre 50 y 76 años con osteoartritis de rodilla (Rosemffet et al., 2004, p. 247; Mizusaki Imoto et al., 2013, p. 4; Vaz et al., 2012, p. 515; Laufer et al., 2014, p. 1158) y a su vez mejorar la fuerza del cuádriceps y la capacidad funcional en pacientes con dicha patología (Kachanathu, 2014). Entendiéndose la capacidad funcional como la aptitud para poder realizar de forma eficiente las actividades básicas de la vida cotidiana (Chacón-Serna et al., 2017, p. 93). La EENM aplicada junto con ejercicios de rehabilitación convencional se ha empleado para la mejora de la fuerza y la función del músculo cuádriceps en pacientes intervenidos de ligamento cruzado anterior y de meniscectomía, obteniendo mejores resultados en comparación con ejercicios de rehabilitación convencional en solitario (Imoto et al., 2011, p. 421).

La EENM también se ha empleado en conjunto con ejercicios de cadena cinética cerrada para mejorar el rendimiento de las extremidades inferiores en pacientes intervenidos de ligamento cruzado anterior, obteniendo mejores resultados en comparación con el mismo programa sin aplicar EENM (Ross, 2000, p. 250). Entendiéndose por cadena cinética cerrada aquellos ejercicios multiarticulares en los cuales el final de la extremidad acaba o apoya sobre un punto fijo. Por ejemplo, una sentadilla. Mientras en los ejercicios de cadena cinética abierta, el final de la extremidad no está fijo. Por ejemplo, una extensión de cuádriceps en máquina. (Firoozkoohi et al., 2016, p. 54). La EENM puede servir como herramienta en rehabilitación cuando los ejercicios convencionales están limitados por inhibición (Hauger et al., 2017, p. 400) y puede ofrecer una ruta para el desarrollo futuro de la movilidad en pacientes con lesiones motoras de la extremidad inferior (Kern et al., 2004, p. 98). Gracias al uso de la EENM se ha mejorado la fuerza muscular en el músculo cuádriceps, la capacidad funcional y la composición corporal en pacientes en hemodiálisis (Esteve et al., 2017, p. 76).

Todos estos estudios buscaban la mejora de la calidad de vida del paciente. Por el contrario, la EENM se ha usado en el ámbito deportivo para mejorar el rendimiento en deportistas sanos. Hay estudios que indican una mejoría considerable cuando se combina la EENM con entrenamiento voluntario frente a un entrenamiento voluntario en solitario para la mejora de la fuerza en deportistas sanos (Herrero, 2010; Delitto et al., 1989, p. 188; Pichon y Cometti, 1994, p. 1672;

Maffiuletti et al., 2000, p. 438; Malatesta et al., 2003, p. 575) Por otra parte, hay estudios que lo contradicen añadiendo que no hay grandes diferencias y adaptaciones neuromusculares entre un entrenamiento en el que se combinen EENM y ejercicio voluntario y otro en el que se emplee solamente entrenamiento voluntario, (Kubiak et al., 1987, pp. 540-541; Rosemffet et al., 2004, p. 248; Mizusaki Imoto et al., 2013, p. 5; Laufer et al., 2014, p. 1160).

La literatura científica ha establecido el uso rehabilitador y de potenciación muscular de la EENM. A su vez, ha sido empleado para la mejora de la flexibilidad con técnica FNP (de Hoyo y Sañudo, 2006; López-Bedoya et al., 2019, p. 277).

El proceso de envejecimiento provoca una disminución de la masa muscular que se reduce aproximadamente un tercio entre los 50 y 80 años (Borst, 2004, p. 548). A esta pérdida de masa muscular se la conoce como sarcopenia y afecta a la musculatura de miembros inferiores desde los 50 años (Montero-Fernández y Serra-Rexach, 2013, p. 131). Hay autores que en la definición de sarcopenia engloban esa pérdida de masa muscular asociada a la pérdida de fuerza y función (Dionyssiatis, 2019, p. 13) y a su vez contribuye a la fragilidad, riesgo de caídas y falta de independencia (Borst, 2004, p. 548). Mientras que otros autores señalan a la sarcopenia como la pérdida de masa muscular y a la dinapenia como la pérdida de fuerza muscular (Clark y Manini, 2008, p. 829). La sarcopenia se relaciona con la atrofia y pérdida de fibras musculares, principalmente las fibras tipo II (Paillard, 2013). La EENM nos permite trabajar a un tipo de frecuencia de impulso en la cual se involucran las fibras musculares tipo II, son las fibras musculares de contracción rápida, las cuales son difícilmente reclutables por contracciones voluntarias en personas mayores, ya que requieren de una alta intensidad (Altubasi, 2012, p.4).

Por frecuencia de corriente se hace referencia al número de impulsos eléctricos provocados en un segundo, se mide en Hertzios (Hz) (Mettler et al., 2018, p. 49), mientras que la amplitud de corriente o intensidad se mide en miliamperios (mA) y a medida que se incrementa la intensidad se recluta más fibra muscular (Herrero et al., 2006, p. 459).

En la estimulación voluntaria intervienen dos vías, una aferente (sensitiva) y otra eferente (motora), mientras que, con la EENM sólo interviene la aferente (sensitiva) (Pombo et al., 2004, pp. 21-22). En una contracción voluntaria primero se reclutan las fibras lentas (fibras tipo I) y sólo cuando la contracción se acerca al máximo, las fibras rápidas (fibras tipo II) entran en acción. Por lo que si se quiere progresar en ganancias de fuerza hay que someter a las articulaciones a un estrés alto trabajando con cargas pesadas y así agotando al sujeto física y psíquicamente. Con la EENM el proceso se modifica y se invierte, interviniendo de forma más temprana las fibras rápidas o fibras tipo II (Hainaut y Duchateau, 1992, p. 110), oscilando en frecuencias de entre 40 y 70 Hz (Pombo et al., 2004, p.35). Con lo cual, permite evitar riesgos de trabajar con cargas pesadas permitiendo trabajar durante más tiempo con las fibras rápidas que si realizáramos una contracción voluntaria con la misma intensidad. (Pombo et al., 2004, p. 22).

Se ha comprobado que a mayor intensidad se recluta más fibra muscular, por lo que se desarrolla más la fuerza. De ahí que cuando trabajemos con EENM debemos hacerlo con la máxima intensidad posible que tolere el sujeto (Pombo et al., 2004, p. 22).

En el desarrollo de la fuerza suele venir asociado un aumento de la sección transversal del músculo. A través de diferentes pruebas de imagen, tales como la resonancia magnética, la tomografía axial computerizada (TAC) y la ecografía se pueden obtener resultados precisos de éste aumento de masa muscular, conocido como hipertrofia. Como detallan en sus estudios Ruther et al. (1995, p. 158), Turostowski et al. (1992, p. 141) y Gondin et al. (2005, p. 1298) respectivamente. Sin embargo, en el estudio de Suetta et al. (2004, pp. 1959-1960) señalan que en el grupo que realizó el entrenamiento de fuerza sin EENM se obtuvo mayor aumento de la sección transversal del músculo con respecto al grupo que entrenó con EENM. Atribuyendo esta causa a una insuficiente intensidad de corriente empleada durante la intervención.

En cuanto a la ganancia de fuerza, la velocidad de ejecución del ejercicio influye notablemente en este aspecto. González-Badillo et al. (2014, p. 777) demostraron un aumento de la fuerza cuando se realizaban las repeticiones a la máxima velocidad deseada en un ejercicio de press de banca.

A la hora de aplicar la EENM se debe tener en cuenta una serie de contraindicaciones las cuales podrían influir en el estudio. No se debería aplicar EENM en sujetos con marcapasos, heridas abiertas o sangrantes y en zonas tumorales (Mizusaki Imoto et al., 2013, p.4).

2 DESCRIPCION DEL CASO

El sujeto M.M.G era un varón de 63 años, 176 cm de altura y un peso de 75,5 kg. Su índice de masa corporal era de 24,4 kg/m². Jubilado, con un estilo de vida activo. En el momento del estudio no realizaba ejercicio físico. Desde hacía siete meses no acudía al gimnasio debido a la situación actual de pandemia por la COVID-19. Durante varios años practicó la carrera a nivel amateur, llegando a completar la Maratón de Sevilla, aunque dejó de practicarlo hace veinte años. Su extremidad inferior no dominante es la derecha y a su vez fue intervenida de menisectomía subtotal (extracción de más del 50% del menisco) del menisco interno hace 15 años. Presentaba un Genu Varum de rodillas. No presentaba dolor en dichas articulaciones. El sujeto padecía de hipertensión arterial y colesterol, los cuales controlaba con la medicación Ixia 40 mg, Amlodipino 5 mg, ácido acetilsalicílico y atorvastatina 5 mg. No presentaba alergias de ningún tipo. Su extremidad superior dominante es la derecha y su extremidad inferior dominante es la izquierda, presentando así una lateralidad cruzada. El consentimiento informado se obtuvo por parte del participante.

En cuanto al problema que se plantea en esta investigación en base a la pérdida de fuerza y masa muscular asociada con el envejecimiento, nos planteamos la siguiente cuestión: ¿Cómo influye un programa combinado de EENM y ejercicio voluntario en la fuerza y el perímetro muscular de la extremidad inferior no dominante frente al mismo programa de ejercicio voluntario sin aplicar EENM en la extremidad inferior dominante en un adulto de 63 años?

3 EVALUACIÓN INICIAL

En este apartado procederemos a evaluar los datos antropométricos del sujeto, así como la composición corporal a través de la bioimpedancia eléctrica y por último evaluaremos la fuerza muscular tanto de miembros superiores como inferiores seguido de una serie de tests que evalúan la capacidad funcional del sujeto. A continuación, se explican detalladamente.

3.1 Datos antropométricos

El perímetro muscular del cuádriceps se determinó con el sujeto en posición anatómica, mediante una cinta métrica MyoTape expresada en centímetros. Se midió en el punto intermedio longitudinal del muslo entre el trocánter mayor y el platillo tibial, donde el cuádriceps presentaba mayor sección transversal superficial, con el sujeto en bipedestación. Para ello se realizaron dos mediciones por extremidad inferior, una con el muslo en reposo y otra con contracción del músculo cuádriceps.

La grasa subcutánea se obtuvo mediante el método de Pollock y Jackson (1978) (Lopategui, 2008, p.7). Para valorar el tejido adiposo subcutáneo se empleó un plicómetro digital FatTrack II midiendo el espesor del pliegue de la piel. Con este plicómetro medimos la grasa subcutánea del cuádriceps a nivel medio longitudinal del muslo, evitando siempre involucrar al músculo, es decir, separando la capa de tejido adiposo del tejido muscular con el sujeto en bipedestación. Se realizaron tres medidas y se obtuvo el valor medio de la tres para optar al valor más preciso posible.

3.2 Análisis de la composición corporal (bioimpedancia eléctrica)

Este análisis se realizó mediante bioimpedancia eléctrica utilizando el dispositivo homologado TANITA BC-601. Se realizó con el sujeto descalzo, en ayunas y recién evacuado. El sujeto no realizó ejercicio físico intenso en las 24 horas antes de la medición, no ingirió alcohol 8 horas antes de la medición y no presentó anomalías a nivel corporal (amputaciones, atrofas, etc.), como detallan Alvero-Cruz et al. (2011, pp. 172-173). Para la medición de la composición corporal el participante se colocó sobre la báscula en bipedestación, con los brazos pegados al cuerpo, sin apoyarlos y estático.

3.3 Fuerza muscular y capacidad funcional

Para la valoración de la fuerza en miembros superiores o Hand Grip (HG) se empleó un dinamómetro homologado Deyard (Electronic Hand Dynamometer). Se realizó con el sujeto en bipedestación, con los brazos extendidos a lo largo del cuerpo sin apoyar los brazos sobre el cuerpo. Se realizaron dos mediciones, una en el brazo dominante y la otra en el brazo no dominante.

Para la valoración de la fuerza en miembros inferiores se realizó un test de fuerza de media sentadilla para comprobar la fuerza isométrica máxima que podía ejercer con cada extremidad inferior. Para ello el sujeto realizó un calentamiento global de 10 minutos en bicicleta estática. A continuación, realizó un calentamiento específico de cuádriceps que consistía en levantarse de un cajón de 45 cm de altura con cada pierna. Primero el sujeto visualizó la ejecución y tuvo una sesión de familiarización con el gesto técnico, antes de realizar el test para medirle la fuerza isométrica. Para ello le pedimos que imaginase que pulsa un botón con el talón y con el dedo gordo del pie y así pasar de posición de sedestación a bipedestación con una pierna lo más rápido que pudiese. Las manos debían permanecer cruzadas sobre el pecho. Comenzó con la extremidad inferior izquierda (dominante) realizando 2 series de 4-5 repeticiones. Después lo realizó con la extremidad inferior derecha (no dominante), en ambas ejecuciones se le pidió que se mirase el pie para facilitar la ejecución y favorecer el equilibrio del sujeto. Con la pierna derecha, al tener menos fuerza y no poder realizar la ejecución completa, se le pidió que apoyase la puntera del pie izquierdo.

A continuación, se le explicó que íbamos a medirle la fuerza isométrica máxima, es decir, la fuerza máxima que él podía generar frente a una resistencia. El sujeto tendría la pierna a testar apoyada en el suelo y la otra en el aire, el instrumento de medida junto con la correa anexa a un chaleco de ejercicio, se encontraba colocado a 60 centímetros del suelo y no le permitía ponerse de pie completamente. La distancia desde el pie de ejecución hasta la base del instrumento de medida Risepro era de 20 centímetros. Le explicamos al sujeto que toda la fuerza que él imprimiese contra el suelo iba a quedar reflejada en la báscula de suspensión digital Risepro y que se esforzara a un 90% de su capacidad. A continuación, se introdujeron 2 discos planos de entrenamiento para trabajar la precisión en el suelo y le pedimos que el talón lo colocara en uno de ellos y el dedo gordo del mismo pie sobre el otro y así tener un foco externo y una ayuda visual para facilitar la ejecución de la prueba. El otro pie se situó en el aire. La mano opuesta a la extremidad inferior que se iba a testar reposaba sobre el lateral del cajón de 45 cm colocado en posición vertical, la cual servía de apoyo para mantener el equilibrio, pero no para ayudarse en la ejecución. Se ubicó una silla detrás del sujeto para que en el caso de que perdiera fuerza durante la ejecución poder reposar sin problema y para cuando terminase de realizar la prueba pudiera descansar. El sujeto realizó el test de contracción isométrica máxima con ambas piernas por separado recibiendo feedback visual y verbal. Este protocolo se llevó a cabo antes y después de la intervención.

Aunque la fuerza del cuádriceps se suele medir con dinamometría isocinética en ejercicio de extensión de rodilla, se optó por realizar un ejercicio de cadena cinética cerrada, ya que debido a la situación actual de pandemia no disponíamos de acceso a la dinamometría isocinética. A su vez, el gesto de este ejercicio de cadena cinética cerrada es más funcional (Escamilla et al., 1998, p. 556) y se asemeja más a la vida cotidiana.

Para la valoración de la capacidad funcional se realizó tres pruebas provenientes de la Senior Fitness Test, planteada por Rikli y Jones (1999, p. 178). Las cuales fueron el test de sentarse y levantarse (30-Second Chair Stand), el test de levantarse, caminar y volverse a sentar (Timed Up and Go o TUG) y el test de los 6 minutos de la marcha (6MWT).

El test de sentarse y levantarse mide la fuerza de los miembros inferiores, necesario para actividades de la vida cotidiana como subir escaleras, andar, levantarse de una silla o entrar y salir del coche. Este test consistía en sentarse y levantarse de una silla de 45 cm de alto y 42,5 cm de profundidad apoyada en la pared (para evitar un posible riesgo de caída) el número máximo de veces posibles en 30 segundos. La posición del sujeto debía ser con los brazos cruzados sobre el pecho. Se anotaba el tiempo en segundos que le llevaba al sujeto completar el ejercicio. Realizar menos de 8 repeticiones supondría un riesgo de caída para el sujeto.

El test de levantarse, caminar y volverse a sentar (TUG) mide la agilidad y el equilibrio dinámico, el cual es importante en actividades como coger el autobús, ir al cuarto de baño o responder al teléfono. El test consistía en levantarse de la silla, andar 2,44 metros bordeando un cono, regresar y volver a sentarse en la posición inicial. Se anotaba el tiempo en segundos. Realizarlo en más de 9 segundos supondría estar en una zona de posible riesgo de caída.

El test de los 6 minutos de la marcha sirve para evaluar la resistencia aeróbica del sujeto, la cual es importante para andar distancias más largas, ir a hacer la compra o hacer turismo estando de vacaciones. El test consistía en andar durante 6 minutos la distancia más larga posible en un circuito rectangular de 18,8 metros por 4,57 metros. Cada extremo estaría marcado por un cono y cada 4,57 metros estaría marcado por una línea. El participante recibía apoyo verbal al minuto 1, “buen trabajo, sigue así”, a los 3 minutos “vas por la mitad de la prueba” y a los 5 minutos, “ánimo, te queda 1 minuto”, para que pudiera dosificar su ritmo (Steffen et al., 2002, p. 132). Las vueltas se anotaban y para calcular la distancia total recorrida se multiplicaba el número de vueltas por 45,7 metros. Completar el circuito realizando menos de 320 metros, supondría encontrarse en una zona de riesgo en cuanto a la resistencia aeróbica.

4 OBJETIVOS

Los objetivos de este estudio de caso fueron:

- Aumentar la fuerza del cuádriceps de la extremidad inferior no dominante con EENM combinado con ejercicio voluntario de miembros inferiores y comparar los resultados con la extremidad inferior dominante entrenada únicamente con ejercicio voluntario.
- Favorecer el aumento del perímetro del muslo o hipertrofia del músculo cuádriceps de la extremidad inferior no dominante y comparar los resultados con la extremidad inferior dominante.
- Mejorar la capacidad funcional del sujeto.
- Analizar los efectos del programa de entrenamiento combinado sobre la composición corporal.

La hipótesis del estudio fue que el entrenamiento combinado de EENM y ejercicio voluntario incrementaría más la fuerza en la extremidad inferior derecha con respecto a la extremidad inferior izquierda, entrenada solamente con ejercicio voluntario.

5 PROGRAMA DE INTERVENCIÓN

Durante 5 semanas que comprendían desde el 05 de octubre al 8 de noviembre de 2020, se realizó un estudio en el que se combinó Electroestimulación Neuromuscular (EENM) y ejercicio voluntario en la extremidad inferior no dominante (derecha) y el mismo programa de ejercicio voluntario sin EENM en la extremidad inferior dominante (izquierda) en un sujeto varón de 63 años, con el objetivo de observar los efectos provocados por este entrenamiento sobre la fuerza muscular, el perímetro del muslo, la capacidad funcional y la composición corporal.

El programa de entrenamiento de EENM más entrenamiento voluntario se llevó a cabo durante 3 días alternos, los cuales fueron lunes, miércoles y viernes en horarios de mañana o tarde. Garantizando un descanso de mínimo 48 horas entre sesiones. Las semanas que entrenaba por la mañana el sujeto realizaba los entrenamientos en ayunas. Durante el programa de entrenamiento o protocolo de 5 semanas más 2 semanas previas de familiarización con la EENM, se le pidió al sujeto que no realizase ningún tipo de ejercicio físico para evitar que influyera en su rendimiento durante el estudio.

El dispositivo empleado fue el modelo Cefar Complex Mi-Theta 600, cuyo impulso eléctrico es simétrico, 100% compensado y bifásico. Compuesto por programas de rehabilitación y de rendimiento deportivo con diferentes tipos de corriente y de intensidades. Los programas incluyen el tiempo total, la frecuencia del impulso, duración de la fase de contracción y relajación.

Se realizó una fase de adaptación a la EENM que constó de 2 semanas con el objetivo de evitar o reducir al máximo las posibles agujetas que pudieran tener lugar como consecuencia del nuevo sistema de entrenamiento. A su vez, familiarizarse con la corriente eléctrica y así preparar a la musculatura para un entrenamiento combinado más intenso con dicha corriente eléctrica. Los objetivos de esta fase de adaptación fueron: mejorar el metabolismo muscular, mejorar las cualidades contráctiles del músculo y servir de trabajo de base para aplicar otros programas (Pombo et al., 2004, p. 47).

Se realizó durante 2 semanas, 3 días a la semana con un descanso de 48 horas, un programa de Rehabilitación-Amiotrofia dividido en nivel 1 para la primera semana (23 minutos de duración, 35 hertzios, contracción 6 segundos, relajación 7 segundos) y nivel 2 para la segunda semana (23 minutos de duración, 45 hertzios, contracción 6 segundos, relajación 5 segundos). En ambos se realizó con el sujeto sentado en una silla de 45 cm de alto y 42,5 cm de profundidad, con la espalda recta. Cada vez que el sujeto sintiera el paso de la corriente eléctrica debía realizar una contracción isométrica voluntaria con ambas extremidades inferiores y descansar en el tiempo de reposo (Esteve et al., 2017, p. 70).

A la tercera semana se ejecutó el protocolo de trabajo empleado por Kots y Xvilon (1971) que consistía en 10 segundos de estimulación y 50 segundos de descanso durante 10 minutos. Durante los 10 segundos de estimulación el sujeto debía realizar el ejercicio de sentadillas. De ese modo se combinó entrenamiento voluntario con EENM. Antes de comenzar con el protocolo EENM, el sujeto se familiarizó con el gesto técnico de las sentadillas. El protocolo se llevó a cabo mediante un programa de fuerza hipertrofia que trabajaba a la frecuencia de 50 Hz, misma frecuencia empleada por Kots y Xvilon (1971) y un ancho de impulso de 250 microsegundos (μ s). Se emplearon 3 electrodos, 1 (5x10cm) colocado en el tercio proximal del cuádriceps y 2 (5x5cm) colocados en los puntos motores del vasto externo y vasto interno. Entendiéndose por punto motor el área de la piel por encima del músculo donde el pulso eléctrico produce la contracción muscular utilizando la menor corriente o energía, es decir, el lugar donde el umbral de estimulación es más bajo para la entrada de la corriente eléctrica (Gobbo et al., 2014, p. 2)

La posición de partida de las sentadillas era en posición de semi-sentadilla a 45° para calcular la intensidad máxima tolerable por el sujeto. La fase excéntrica se realizaba hasta los 90° y la

concéntrica unos grados antes de la extensión completa, de lo contrario las contracciones no permitirían realizar la fase excéntrica. Al sujeto se le pidió que la fase excéntrica la realizara más despacio y la fase concéntrica fuera más explosiva (González-Badillo et al., 2014, p. 777), llegando a realizar entre 6 y 7 sentadillas por serie de 10 segundos.

La intensidad iba siendo incrementada progresivamente cuando el participante comenzaba a tolerarla. Siempre se aplicaba la intensidad máxima tolerable por el sujeto evitando causar dolor y se le animaba constantemente para que alcanzara la intensidad máxima tolerable, proporcionándole feedback durante y después del entrenamiento. Antes de cada sesión de entrenamiento se localizaba la máxima intensidad tolerable con la que el sujeto podría empezar a trabajar en ese momento (Wolf et al., 1986, p. 19; Hartsell, 1986, p. 205).

Cada día de la intervención el sujeto realizaba un calentamiento general de 10 minutos en bicicleta estática sin resistencia y un calentamiento específico de 3 series de 15 repeticiones de sentadillas y 3 series de sentadillas isométricas entre 30 y 60 segundos con apoyo de la espalda en una pared y 60 segundos de descanso.

6 RESULTADOS

Después de completar el protocolo de entrenamiento de 15 sesiones durante 5 semanas se realizaron de nuevo las mediciones generales de la composición corporal, las mediciones de los segmentos corporales y las pruebas y tests para valorar la fuerza muscular y la capacidad funcional. El participante pudo completar todas las sesiones tanto de familiarización como de protocolo de entrenamiento.

En cuanto a las mediciones generales de la composición corporal obtenidas a través de bioimpedancia eléctrica (tabla 1) no se encontraron cambios notables, fueron ligeros incrementos en todas las variables. Se destacó que el participante aumentó de peso (75 kg vs 77kg) y de grasa corporal (20,7% vs 23,3%) viéndose incrementado por ello el índice de masa corporal (24,4 vs 25,8).

Tabla 1. Principales mediciones de la composición corporal

Mediciones Generales	Antes de la Intervención	Después de la Intervención
Peso corporal (kg)	75,5	77,7
Grasa corporal (%)	20,7	23,3
Masa corporal (kg)	56,9	56,6
Índice de masa corporal (IMC)	24,4	25,8
Aporte calórico diario (kcal)	3051	3053
Edad metabólica (años)	48	51
Agua corporal (%)	56,5	54,6
Nivel de Grasa visceral	11	12

En relación a la medición analítica de los segmentos corporales (tabla 2) se observaron cambios importantes en los perímetros del muslo de ambas extremidades inferiores, tanto en reposo como con la musculatura contraída. En el muslo derecho, es decir, la extremidad inferior no dominante y la tratada con EENM y entrenamiento voluntario se observaron los cambios más notables pasando de 47,5 cm en reposo antes de la intervención a 51 cm en reposo después de la intervención. Con la misma extremidad en tensión o contracción muscular se observó que pasó de 48 cm antes de la intervención a 52 cm después de la intervención. Por otra parte, en el muslo izquierdo, su extremidad dominante, también se observaron cambios a pesar de no incluir EENM. En reposo pasó de 49,5 cm antes de la intervención a 51,5 cm después de la intervención. En tensión o contracción muscular se observó un progreso de 50,5 cm antes de la intervención a 52 cm después de la intervención.

En cuanto a la masa muscular medida por bioimpedancia eléctrica (tabla 2) también se observaron cambios en ambos músculos cuádriceps. En el cuádriceps derecho, extremidad inferior no dominante y tratada con entrenamiento combinado de EENM y ejercicio voluntario se percibió un valor de 9,1 kg antes de la intervención y 9,4 kg después de la intervención. En el cuádriceps izquierdo, extremidad inferior dominante y tratada únicamente con entrenamiento voluntario se percibió un valor de 8,9 kg antes de la intervención y un valor de 9,1 kg después de la intervención. Ambos cuádriceps mejoraron tras la intervención. Por otra parte, se observó una disminución en la grasa subcutánea del cuádriceps derecho pasando de 5,3% antes de la intervención a 4,7% después de la intervención.

Tabla 2. Mediciones Analíticas

Segmentos corporales		Antes de la intervención	Después de la intervención
Perímetro muslo derecho (cm)	Reposo	47,5	51
	Contraído	48	52
Perímetro muslo izquierdo (cm)	Reposo	49,5	51,5
	Contraído	50,5	52
Masa muscular extremidad inferior derecha (kg)		9,1	9,4
Masa muscular extremidad inferior izquierda (kg)		8,9	9,1
Grasa subcutánea cuádriceps (%)		5,3	4,7

Respecto a la valoración de la fuerza muscular y la capacidad funcional (tabla 3) antes y después de la intervención se observaron cambios en la mayor parte de las pruebas.

En cuanto al Hand Grip (HG) (tabla 3), dinamómetro para medir la fuerza de agarre de la mano. Los valores obtenidos después de la intervención en ambas extremidades superiores fueron similares a los obtenidos antes de la intervención. En el brazo derecho pasó de 42,5kg a 41 kg y en el brazo izquierdo se observó una mejoría, pasando de 38,7kg a 41,5kg.

Respecto a la fuerza máxima isométrica en sentadilla unilateral (FMISU) (tabla 3), antes de la intervención los valores de fuerza que se obtuvieron con el dinamómetro Risepro fueron de 65.4 kg con la extremidad inferior dominante (izquierda), tratada solamente con entrenamiento voluntario y 60 kg con la extremidad inferior no dominante (derecha) tratada con entrenamiento voluntario y EENM. Los resultados obtenidos en el test post intervención mejoraron notablemente consiguiendo un valor de 113 kg con la extremidad inferior dominante (izquierda) y 93 kg con la extremidad inferior no dominante (derecha).

En cuanto al test de levantarse, caminar y volverse a sentar (Timed Up and Go o TUG) (tabla 3), mide la agilidad y el equilibrio dinámico. El programa de entrenamiento combinado produjo una mejora en el tiempo de ejecución de la prueba, el sujeto la completó en menos tiempo. Pasó a realizarlo de 5,19 segundos a 4,37 segundos.

El test de sentarse y levantarse en 30 segundos (30 Seconds Chair Stand Test) (tabla 3) es un test funcional que mide la fuerza de los miembros inferiores. La aplicación de un programa combinado de EENM y ejercicio voluntario produjo una mejora en el número de veces que el sujeto podía levantarse y sentarse en una silla. El sujeto pasó de realizarlo en 14 veces antes de la intervención a 19 veces después de la intervención.

Por otra parte, en el test funcional de los 6 minutos de la marcha (6MWT), (tabla 3) que evalúa la resistencia aeróbica, no obtuvimos mejoría en los resultados. La distancia recorrida por el participante antes de la intervención fue de 717,49 metros y en el test de después de la intervención fue de 704,3 metros.

Tabla 3. Valoración de la fuerza muscular y capacidad funcional

Variables		Antes de la intervención	Después de la intervención
HG (kg)	Mano derecha	42'5	41,5
	Mano izquierda	38'7	40,4
FMISU (kg)	Muslo derecho	60	93
	Muslo izquierdo	65'4	113
TUG (segundos)		5'19	4,37
30 CST (veces)		14	19
6MWT (metros)		717,49	704,3

Abreviaturas: HG, Hand Grip; FMISU, Fuerza Máxima Isométrica Sentadilla Unilateral; TUG, Timed Up and Go; 30 CST, 30 Seconds Chair Stand Test; 6MWT, 6-minutes walk test;

7 DISCUSIÓN

Este estudio de caso nos aporta evidencia sobre las mejoras que proporciona un programa combinado de EENM y entrenamiento voluntario sobre la fuerza, el perímetro del muslo y capacidad funcional de un sujeto adulto de 63 años.

Para ello se siguió el protocolo empleado por Kots y Xvilon (1971). Los resultados de nuestro estudio parecen apoyar en parte la hipótesis de Kots y Xvilon (1971), la cual argumentaba que la aplicación de EENM era efectiva para aumentar la fuerza muscular si se combinaba con ejercicio voluntario, ya que se estimulaba a la musculatura tanto en la fase concéntrica como excéntrica. Estos autores manifestaron que se producía un mayor aumento de fuerza que realizando el entrenamiento voluntario sin aplicar EENM. Ese hecho podría deberse a un mayor reclutamiento de unidades motoras. En nuestro estudio esa parte de la hipótesis no se cumple, ya que la extremidad inferior que realizó únicamente entrenamiento voluntario obtuvo unos valores de fuerza más altos. Debido a que no disponemos de electromiografía, no podemos verificar el reclutamiento de fibras musculares que se produjo con la EENM.

Se escogió el protocolo de Kots y Xvilon (1971) de 10/50/10 ya que se pretendía demostrar que se pueden conseguir resultados notables en un corto periodo de tiempo. A su vez, la intención era conseguir resultados positivos a través de un entrenamiento corto pero intenso, ya que el sujeto al ser hipertenso no le sería favorable aumentarle la duración del entrenamiento añadiéndole más repeticiones y es que, como señalan Gjovaag et al. (2015, 6 p.), un entrenamiento con más repeticiones provoca un aumento mayor de la tensión arterial, un hecho que debíamos evitar que ocurriera con nuestro sujeto.

Kots y Xvilon (1971) emplearon el protocolo 10/50/10 después de investigar que 10 segundos era el tiempo máximo en el que el músculo soportaba la contracción del impulso eléctrico sin llegar a la fatiga. Asimismo, concluyeron que el tiempo necesario y óptimo para descansar después del impulso era de 50 segundos (Ward y Shkuratova, 2002, p. 1022). A su vez, Kots y Xvilon (1971) expusieron que la frecuencia más apropiada para generar la máxima fuerza muscular era entre 50 y 100 Hz, después de realizar entre 10 y 15 sesiones (Hartsell, 1986, p. 208). En este estudio se cumplieron ambas premisas. Por otro lado, hay autores como Pombo et al., (2004, p. 36) que establecen como tiempo ideal para mantener la contracción sin fatiga 8 segundos y no 10 segundos.

Los resultados de la composición corporal fueron similares antes y después de la intervención. Se empleó el dispositivo homologado TANITA BC-601. Este instrumento, para el peso, la talla o el índice de masa corporal presenta una mayor fiabilidad que la medición de los pliegues cutáneos, ya que no depende del investigador (Alvero-Cruz et al., 2011, p. 173). El sujeto incrementó su peso y por tanto su índice de masa muscular, con seguridad debido a que no realizó ningún tipo de actividad cardiovascular durante la investigación.

Los resultados obtenidos en las pruebas correspondientes a la capacidad funcional en el test de levantarse, caminar y volverse a sentar (Timed Up and Go o TUG) y en el test de sentarse y levantarse en 30 segundos (30 Seconds Chair Stand Test o 30 CST), se observó una mejora considerable después de la intervención. En cuanto al TUG, pasó a realizarlo de 5,19 segundos a 4,37 segundos, ambas puntuaciones se encuentran dentro de los parámetros establecidos por Rikli y Jones (1999), a saber, para hombres de entre 60 a 64 deben realizar la prueba entre 5,6 y 3,8 segundos. Respecto al 30 CST, el sujeto pasó de realizar 14 veces o repeticiones de sentarse y levantarse completas antes de la intervención a realizar 19 veces o repeticiones después de la intervención. Las sentadillas es un ejercicio multiarticular que implica a los dos músculos más grandes del tren inferior. Por un lado, estimulamos el cuádriceps cuyas funciones son extender la rodilla y flexionar la cadera (recto anterior del cuádriceps), movimientos que se requieren para

levantarse y sentarse en una silla. Por otro lado, estimulamos el glúteo mayor, que realiza la extensión de la cadera. A su vez, al añadir EENM en uno de los cuádriceps, se potenció más su efecto. Este hecho mostró un impacto favorable del programa de entrenamiento combinado empleado sobre la fuerza de los miembros inferiores de nuestro sujeto. Según lo establecido por Rikli y Jones (1999), nuestro sujeto se encontraba dentro de los parámetros que marcan para su edad, es decir, entre 14 y 19 veces para hombres de entre 60 a 64 años. Obteniendo, por ende, una mejora muy notable. Podemos atribuir estas mejoras en ambos tests a los efectos provocados por el entrenamiento combinado de EENM y ejercicio voluntario.

El test funcional de los 6 minutos de la marcha (6MWT) mostró unos resultados similares a saber, 717,49 metros antes de la intervención y 704,3 metros después de la intervención, pero no mostraron mejoría. Esto podría atribuirse a que no introdujimos ningún trabajo de resistencia aeróbica en nuestro programa de entrenamiento. Asimismo, no pudimos realizar el test post-intervención en el mismo terreno que el test pre-intervención debido a la imposibilidad de desplazarnos a otro municipio como medida promulgada por el gobierno por la situación de pandemia de la COVID 19. No obstante, ambos resultados superan los valores estándares para el rango de edad del sujeto (entre 60 y 64 años debería recorrer entre 557 y 672 metros), establecidos por Rikli y Jones (1999, p. 178).

La grasa subcutánea del cuádriceps disminuyó pasando del 5,3% al 4,7%. Según Campos-Jara et al. (2016, p.5), es debido a una compresión del tejido adiposo como consecuencia del aumento muscular del músculo cuádriceps.

Los resultados en cuanto a la prueba Hand Grip (HG), dinamómetro para medir la fuerza de agarre de la mano, no se obtuvieron mejoras notables pasando de 42,5kg a 41,5kg en su mano derecha y de 38,7kg a 40,4kg en su mano izquierda, debido posiblemente a la ausencia de entrenamiento en esta parte del cuerpo.

Los resultados sobre el aumento de masa muscular en ambos miembros inferiores obtenidos por bioimpedancia eléctrica, mostraron una mejoría con respecto a los valores anteriores a la intervención. Se mejoró en la extremidad inferior estimulada con entrenamiento combinado de 9,1kg a 9,4kg y la extremidad inferior estimulada sólo con entrenamiento voluntario de 8,9kg a 9,1kg. Los resultados fueron coherentes puesto que se observó un aumento del perímetro de ambos músculos cuádriceps.

Respecto a los resultados de ganancia de fuerza y aumento del perímetro del muslo, se consiguió mejorar la fuerza y el perímetro muscular de ambos cuádriceps con 5 semanas de entrenamiento combinado de EENM y ejercicio voluntario, que siguieron a 2 semanas de familiarización. En cuanto a la fuerza alcanzada, la extremidad inferior no dominante (derecha) mejoró de 60 kg a 93kg y la extremidad inferior dominante (izquierda) mejoró de 65,4 kg a 113 kg. Además, a diferencia del calentamiento específico antes de la intervención, en el calentamiento específico después de la intervención, el sujeto fue capaz de realizar la sentadilla unilateral desde el cajón con su extremidad inferior no dominante (derecha) y tratada con EENM y ejercicio voluntario, sin necesidad de apoyar la puntera del pie de la extremidad inferior contralateral, tal y como ocurriera antes de la intervención. Respecto al perímetro del muslo de la extremidad inferior no dominante (derecha), incrementó entre 3 y 3,5 cm su tamaño y la extremidad inferior dominante (izquierda) incrementó entre 1,5 y 2 cm. Habiéndose obtenido un incremento mayor de fuerza en la extremidad inferior dominante, es decir, la que realizó únicamente ejercicio voluntario. A su vez, se obtuvo un mayor aumento del perímetro muscular en la extremidad inferior no dominante tratada con entrenamiento combinado de EENM y ejercicio voluntario, esto puede deberse al tipo de frecuencia empleada para el estudio. Estos resultados (en la extremidad inferior tratada con EENM) son coherentes si se observa lo expuesto por Pombo et al., (2004, p.35) en su libro, en el cual manifestó que para aumentar el volumen

muscular se debe trabajar con una frecuencia de 40 a 70 Hz. Una frecuencia de 50 Hz reclutaría las fibras tipo IIa, fibras rápidas que provocan el aumento del volumen muscular. Si se superaran los 66 Hz se reclutarían las fibras tipo IIb, las cuales provocan un aumento de la fuerza máxima y explosiva (Campos-Jara et al., 2016, p. 5). El estudio de Bezerra et al., (2009, p. 431) expuso que el aumento de fuerza como resultado de un entrenamiento de resistencia se debe fundamentalmente a dos factores: a la mejora de la activación neural y al aumento del área de sección transversal del músculo, la cual no se pudo conocer con certeza en este estudio debido a la falta de electromiografía o resonancia magnética, aunque se hipotetizó debido al aumento del perímetro de ambos músculos cuádriceps del sujeto.

Las investigaciones han señalado que las fibras musculares a las que más afecta el proceso de envejecimiento son las fibras musculares que generan fuerza, es decir, las fibras musculares tipo II (Paillard, 2013). Como se citó anteriormente, para reclutar las fibras musculares tipo II de manera voluntaria se requiere una alta intensidad y esto es más complicado en las personas adultas-mayores. Estas fibras musculares son fibras de contracción rápida y las que ocasionan el volumen del músculo. Aunque no se disponía de un instrumento para medir el área de sección transversal de la fibra muscular, ya sea resonancia magnética, TAC, etc., con los resultados obtenidos se hipotetizó que se cumplió ese reclutamiento de las fibras musculares tipo II propuesto por Altubasi, 2012, p.4; Delitto et al., 1989, p. 189 Hainaut y Duchateau, 1992, p. 110; Petterson y Snyder-Mackler, 2006, p. 684; Piva et al., 2007, p. 1073; Pombo et al., 2004, p.35; Stevens, 2004, p.22; Stevens-Lapsley et al., 2012, p. 221.

En muchos estudios en los que se aplica la EENM, el individuo se coloca en decúbito supino (Esteve et al., 2017, p.70; Hartsell, 1986, p.204; Piva et al., 2007, p. 1068) o en sedestación (Laufer et al., 2014, p.1154; Stevens, 2004, p.23; Stevens-Lapsley et al., 2012, p. 214) debido en muchas ocasiones a patologías de la articulación de la rodilla que presentan los sujetos, por lo que no se introducen movimientos dinámicos. Siguiendo la hipótesis de Kots y Xvilon (1971) de introducir ejercicios dinámicos para incrementar los efectos de la EENM, en este estudio se decidió añadir un ejercicio de cadena cinética cerrada para obtener mejores resultados, ya que en muchos estudios se evalúa la fuerza del músculo cuádriceps en cadena cinética abierta (extensión de cuádriceps en sedestación), por lo que se pretendía aportar más funcionalidad (Escamilla et al., 1998, p. 556), ya que el test escogido en este estudio para medir la fuerza de los miembros inferiores requería mantener la posición de una sentadilla isométrica. Asimismo, en un estudio reciente realizado por Cheon et al. (2020, p. 4669), se analizó los efectos de un entrenamiento de cadena cinética abierta y cerrada en adultos sanos concluyendo que ambos son efectivos para mejorar el músculo cuádriceps. Concretamente, los ejercicios de cadena cinética cerrada provocaron un mayor aumento en el vasto medial oblicuo del cuádriceps, el cual es más pequeño que el vasto externo, suele estar debilitado y se encarga de estabilizar la rótula. Por ende, mejora la función del cuádriceps.

Un hecho observado en el transcurso de la investigación es que se encontraron estudios donde se les pedía a los sujetos que realizasen una contracción isométrica (sin movimiento) cuando sintieran el paso de la corriente eléctrica (Esteve et al., 2017, p.70; Hartsell, 1986, p.205) con la idea de lograr la máxima contracción del músculo. Por otro lado, en otros estudios se les instruía a los sujetos que permanecieran relajados cuando sintieran el paso de la corriente eléctrica (Mintken et al., 2007, p. 369; Piva et al., 2007, p. 1069; Stevens-Lapsley et al., 2012, p. 214). En ninguna investigación anterior se describió el porqué de realizar la contracción voluntaria o no al paso del estímulo eléctrico. En este estudio, en la fase de familiarización de 2 semanas, debido a la posición de sedestación en la que se encontraba el sujeto se le pidió ambas acciones, tanto relajar la musculatura durante el paso del estímulo eléctrico como contraer la musculatura cuando sintiera el paso de la corriente eléctrica. El participante transmitió que sentía una sensación más confortable cuando él realizaba la contracción máxima voluntaria al paso de la corriente eléctrica

que dejando la extremidad inferior relajada. Esto es debido a que la contracción voluntaria activa las interneuronas inhibiendo la transmisión nociceptiva provocada por la EENM (Bezerra et al., 2009, p. 434), en otras palabras, la contracción voluntaria inhibe la sensación dolorosa que puede causar la EENM. Por lo que se optó por llevar a cabo la activación muscular voluntaria al paso del impulso eléctrico.

El entrenamiento combinado de EENM con ejercicio voluntario conlleva adaptaciones neuromusculares y neurales. Delitto et al., (1989), demostró que un entrenamiento combinado de EENM y ejercicios de levantamiento de pesas de un sujeto varón de 27 años, produjo un aumento de fuerza mayor que el entrenamiento de levantamiento de pesas en solitario. En otro estudio con jugadores de baloncesto Willoughby y Simpson (1996, p.43) afirmaron que un entrenamiento combinado de EENM junto con ejercicio voluntario era más efectivo para desarrollar la fuerza que realizar ese mismo entrenamiento sin EENM.

Al hablar de adaptaciones neurales se debe mencionar la educación cruzada o cross education. Es un tipo de adaptación neural en la cual el segmento del cuerpo no entrenado se desarrolla debido al entrenamiento realizado por el miembro contralateral (Gallach y Millán, 2003, p.10). En el estudio de Bezerra et al. (2009), se investigó los efectos de una contracción voluntaria en un grupo de sujetos y otra contracción voluntaria combinada con EENM en otro grupo diferente en el músculo cuádriceps de una de las extremidades inferiores (derecha) con el objetivo de medir la fuerza máxima voluntaria y el área de sección transversal del muslo derecho. Ambos grupos mejoraron en la fuerza máxima voluntaria y en el área de sección transversal del muslo de la extremidad inferior tratada. El entrenamiento combinado con EENM y ejercicio voluntario y el entrenamiento voluntario tuvieron los mismos efectos sobre la fuerza y área de sección transversal del muslo. No obstante, la extremidad no entrenada perteneciente al grupo que recibió el entrenamiento combinado con EENM, obtuvo mayor fuerza sin hipertrofia muscular, por lo que tuvo un mayor efecto la educación cruzada, siendo ésta la responsable de la adaptación neural. En el presente estudio, a pesar de que la extremidad inferior dominante sí recibió entrenamiento voluntario, se obtuvo una ganancia de fuerza notable, aunque menos hipertrofia que la extremidad inferior tratada con NMES y ejercicio voluntario. Coincidiendo todo ello con lo expuesto por Bezerra et al. (2009). En el presente estudio, a falta de poder evidenciar los cambios en el área de sección transversal del cuádriceps con una resonancia magnética, se hipotetizó que gran parte de la fuerza obtenida en la extremidad inferior dominante del sujeto no tratada con EENM se debe al efecto educación cruzada.

Los objetivos de este estudio de caso eran aumentar la fuerza del cuádriceps de la extremidad inferior no dominante con EENM combinado con ejercicio voluntario y comparar los resultados con la extremidad inferior dominante entrenada únicamente con ejercicio voluntario. A su vez, favorecer el aumento del perímetro del muslo o hipertrofia del músculo cuádriceps de la extremidad inferior no dominante y comparar los resultados con la extremidad inferior dominante, mejorar la capacidad funcional del sujeto y analizar los efectos del programa combinado sobre la composición corporal.

La hipótesis del estudio fue que el entrenamiento combinado de EENM y ejercicio voluntario incrementaría más la fuerza en la extremidad inferior derecha con respecto a la extremidad inferior izquierda, entrenada solamente con ejercicio voluntario.

Finalmente, los objetivos del estudio se cumplieron satisfactoriamente, ya que se aumentó la fuerza de ambas extremidades inferiores y se aumentó el perímetro de ambos músculos cuádriceps. La capacidad funcional del sujeto mejoró notablemente. En cuanto a la composición corporal, no hubo mejoría. Por otra parte, la hipótesis de la investigación no se cumplió, ya que la extremidad inferior dominante entrenada solamente con ejercicio voluntario incrementó su

fuerza más que la extremidad inferior no dominante, la cual recibió el entrenamiento combinado de EENM y ejercicio voluntario.

7.1 Limitaciones

La principal limitación que encontramos en nuestro estudio es la ausencia de un grupo control. Este tipo de estudio no es óptimo para evaluar o probar la presencia de una asociación estadística, ya que ésta puede ser un hecho fortuito. Por ello, aunque observemos mejoras debido a la aplicación de EENM en estudios de casos de pacientes con patologías específicas, tales como un sujeto con glioblastoma multiforme (O'Connor et al., 2019, pp. 1-8) o una paciente joven con dolor crónico de cuello (Tavakol et al., 2019, p. 176), se precisan de nuevas investigaciones para confirmar las hipótesis al carecer estos estudios de grupo control.

Otra limitación es que con la EENM aparece la fatiga muscular más rápido y de forma más severa provocando mayores agujetas que si realizáramos únicamente el ejercicio voluntario (Paillard, 2008, p. 164).

A la cuarta semana de la intervención, el sujeto alcanzó el máximo de intensidad emitido por el programa de hipertrofia a 50 Hz, por lo que se podrían haber conseguido mayores beneficios con la EENM a intensidades y frecuencia más altas.

No podemos obviar algún error humano a la hora obtener medidas perimétricas o de los pliegues de grasa del sujeto.

Posiblemente, el uso de instrumentos de medida, tales como, la resonancia magnética, ecografía, electromiografía y/o la tomografía axial computerizada (TAC) podrían obtener cambios más precisos en el interior de la musculatura, como el tamaño de las fibras musculares y otros cambios antropométricos.

La bioimpedancia eléctrica no se aconseja para medir cambios, principalmente la grasa corporal en un breve periodo de tiempo, se obtienen mejores resultados cuando se evalúan los datos a largo plazo.

8 CONCLUSIONES

El programa combinado de EENM y ejercicio voluntario mejoró la fuerza y el perímetro o hipertrofia de ambos cuádriceps. No obstante, las ganancias de fuerza obtenidas con el programa combinado de EENM y ejercicio voluntario en la extremidad inferior no dominante, fueron inferiores a las ganancias de fuerza obtenidas por la extremidad inferior dominante estimulada solamente con entrenamiento voluntario. Por lo que se confirma que la EENM funciona como un complemento al entrenamiento voluntario, no como un sustituto. Sin embargo, la extremidad inferior no dominante mejoró en cuanto al perímetro del muslo más con el entrenamiento combinado de EENM y ejercicio voluntario que la extremidad inferior dominante, tratada únicamente con entrenamiento voluntario.

El programa combinado de EENM y ejercicio voluntario en miembros inferiores también mejoró la capacidad funcional del sujeto, por lo que disponemos de una herramienta que garantiza una mejora de la condición física proporcionando efectos positivos a corto plazo para frenar la pérdida de masa muscular y fuerza ocasionada por el envejecimiento, mejorando así la calidad de vida.

Se precisa de nuevos estudios con una muestra mayor y en el que se incluyan ambos sexos para determinar si las mejoras obtenidas en este estudio pueden corroborarse contrastando los resultados con individuos de diferentes características.

8.1 Posibles líneas de investigación futuras

En este estudio, se obtuvo más fuerza con la extremidad inferior dominante, la cual realizó solamente el entrenamiento voluntario sin EENM. Debido a que la frecuencia empleada (50 Hz) era la propicia para estimular las fibras musculares tipo IIA, las que proporcionan un aumento de la masa muscular, se obtuvo así más aumento del perímetro del muslo en la extremidad inferior tratada con EENM. Por lo que realizar el mismo estudio, con sujetos similares y mismo protocolo, pero modificando los parámetros de frecuencia (más de 66 Hz) para estimular las fibras tipo IIB, las cuales proporcionan un aumento de la fuerza y fuerza explosiva podría ser una posible línea de investigación y así comprobar si la extremidad inferior no dominante mejora más en la fuerza comparada con la extremidad inferior dominante, aunque no mejore tanto en el perímetro del muslo.

Otra posible línea de investigación podría ser aplicar el mismo programa combinado de EENM y ejercicio voluntario en una extremidad inferior y en la otra extremidad inferior no realizar ningún tipo de entrenamiento. Con la finalidad de comprobar cómo afecta en este caso las adaptaciones neurales provocadas por la educación cruzada o cross education en el adulto mayor.

9 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Altubasi, I. M. (2012, septiembre). The Effect of Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) in Inducing Muscle Hypertrophy and Improvement in Muscle Torque Within the Quadriceps Muscle of Elderly People. http://d-scholarship.pitt.edu/13327/7/Altubasiim_2012ETD.pdf
- Alvero-Cruz, J. R., Correas, L., Ronconi, M., Fernández, R., y Porta, J. (2011). La bioimpedancia eléctrica como método de estimación de la composición corporal: normas prácticas de utilización. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 4(4), 167-174. <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-andaluza-medicina-del-deporte-284-articulo-la-bioimpedancia-electrica-como-metodo-X1888754611937896>
- Bezerra, P., Zhou, S., Crowley, Z., Brooks, L., & Hooper, A. (2009). Effects of unilateral electromyostimulation superimposed on voluntary training on strength and cross-sectional area. *Muscle & Nerve*, 40(3), 430-437. <https://doi.org/10.1002/mus.21329>
- Borst, S. E. (2004). Interventions for sarcopenia and muscle weakness in older people. *Age and Ageing*, 33(6), 548-555. <https://doi.org/10.1093/ageing/afh201>
- Campos-Jara, C., Martínez-Salazar, C., Carrasco-Alarcón, V., Arcay-Montoya, R., Ramírez-Campillo, R., Mariscal-Arcas, M., Jerez-Mayorga, D., & Da Silva-Grigoletto, M. E. (2016). Efecto de 8 semanas de corriente TENS modificada y la corriente rusa, sobre la fuerza muscular y la composición corporal. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 9(1), 3-6. <https://doi.org/10.1016/j.ramd.2015.03.002>
- Chacón-Serna, M. J., Quino-Ávila, A. C., & Vallejo-Castillo, L. F. (2017). Capacidad funcional del anciano relacionada con la actividad física. *Revista Investigación en Salud Universidad de Boyacá*, 4(1), 86-103. <https://doi.org/10.24267/23897325.199>
- Cheon, S., Lee, J. H., Jun, H. P., An, Y. W., & Chang, E. (2020). Acute Effects of Open Kinetic Chain Exercise Versus Those of Closed Kinetic Chain Exercise on Quadriceps Muscle Thickness in Healthy Adults. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(13), 4669. <https://doi.org/10.3390/ijerph17134669>
- Clark, B. C., y Manini, T. M. (2008). Sarcopenia ≠ Dynapenia. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 63(8), 829-834. <https://doi.org/10.1093/gerona/63.8.829>
- De Hoyo, M., y Sañudo, B. (2006, octubre). *La electroestimulación como medio para la mejora de la flexibilidad*. www.efdeportes.com. <https://www.efdeportes.com/efd101/flexib.htm>

- Delitto, A., Brown, M., Strube, M., Rose, S., y Lehman, R. (1989). Electrical Stimulation of Quadriceps Femoris in an Elite Weight Lifter: A Single Subject Experiment. *International Journal of Sports Medicine*, 10(03), 187-191. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1024898>
- Dionyssiotis, Y. (2019). Sarcopenia in the Elderly. *European Endocrinology*, 15(1), 13. <https://doi.org/10.17925/ee.2019.15.1.13>
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Barrentine, S. W., Wilk, K. E., & Andrews, J. R. (1998). Biomechanics of the Knee During Closed Kinetic Chain and Open Kinetic Chain Exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(Supplement), 556-569. <https://doi.org/10.1097/00005768-199805001-00269>
- Esteve, V., Carneiro, J., Moreno, F., Fulquet, M., Garriga, S., Pou, M., Duarte, V., Saurina, A., Tapia, I., y Ramírez de Arellano, M. (2017). Efecto de la electroestimulación neuromuscular sobre la fuerza muscular, capacidad funcional y composición corporal en los pacientes en hemodiálisis. *Nefrología*, 37(1), 68-77. <https://doi.org/10.1016/j.nefro.2016.05.010>
- Firoozkoobi, Z., Ebrahimi, A., & Hashemi, S. A. (2016). Comparing the Effect of Open and Closed Kinetic Chain Exercises in Patients Suffering From Patellofemoral Pain Syndrome. *International Journal of Basic Science in Medicine*, 1(2), 53-57. <https://doi.org/10.15171/ijbsm.2016.12>
- Gallach, J. E., & Millán, L. (2003). El entrenamiento cruzado: una posibilidad del mantenimiento de la forma ante lesiones unilaterales. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 38(141), 9-19. [https://doi.org/10.1016/s1886-6581\(03\)76042-3](https://doi.org/10.1016/s1886-6581(03)76042-3)
- Gjovaag, T., Hjelmeland, A. K., Øygard, J. B., Vikne, H., y Mirtaheri, P. (2015). Acute hemodynamic and cardiovascular responses following resistance exercise to voluntary exhaustion. Effects of different loadings and exercise durations. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 1-21. https://www.researchgate.net/publication/273779213_Resistance_exercise_and_acute_blood_pressure_responses
- Gobbo, M., Maffiuletti, N., Orizio, C., y Minetto, M. (2014). Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 1-6. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-17>
- Gondin, J., Guette, M., Ballay, Y., y Martin, A. (2005). Electromyostimulation Training Effects on Neural Drive and Muscle Architecture. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(8), 1291-1299. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000175090.49048.41>
- González-Badillo, J. J., Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Gorostiaga, E. M., & Pareja-Blanco, F. (2014). Maximal intended velocity training induces greater gains in bench press performance than deliberately slower half-velocity training. *European Journal of Sport Science*, 14(8), 772-781. <https://doi.org/10.1080/17461391.2014.905987>
- Gotlin, R. S., Hershkowitz, S., Juris, P. M., Gonzalez, E. G., Scott, W. N., y Insall, J. N. (1994). Electrical stimulation effect on extensor lag and length of hospital stay after total knee arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(9), 957-959. [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(94\)90671-8](https://doi.org/10.1016/0003-9993(94)90671-8)
- Hainaut, K., y Duchateau, J. (1992). Neuromuscular Electrical Stimulation and Voluntary Exercise. *Sports Medicine*, 14(2), 100-113. <https://doi.org/10.2165/00007256-199214020-00003>
- Hartsell, H. D. (1986). Electrical Muscle Stimulation and Isometric Exercise Effects on Selected Quadriceps Parameters. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 8(4), 203-209. <https://doi.org/10.2519/jospt.1986.8.4.203>
- Hauger, A. V., Reiman, M. P., Bjordal, J. M., Sheets, C., Ledbetter, L., y Goode, A. P. (2017). Neuromuscular electrical stimulation is effective in strengthening the quadriceps muscle

- after anterior cruciate ligament surgery. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(2), 399-410. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4669-5>
- Herrero, J. A., García, O. A., Morante, J. C., y García, J. (2006). Parámetros del Entrenamiento con Electroestimulación y Efectos Crónicos sobre la Función Muscular (I). *Archivos de Medicina del Deporte*, XXIII (116), 455-462. https://archivosdemedicinadeldeporte.com/articulos/upload/Revision_Parametros_455_116.pdf
- Imoto, A. M., Peccin, S., Almeida, G. J. M., Saconato, H., y Atallah, Á. N. (2011). Effectiveness of electrical stimulation on rehabilitation after ligament and meniscal injuries: a systematic review. *Sao Paulo Medical Journal*, 129(6), 414-423. <https://doi.org/10.1590/s1516-31802011000600008>
- Kern, H., Salmons, S., Mayr, W., Rossini, K., y Carraro, U. (2004). Recovery of long-term denervated human muscles induced by electrical stimulation. *Muscle and Nerve*, 31(1), 98-101. <https://doi.org/10.1002/mus.20149>
- Kubiak, R. J., Whitman, K. M., y Johnston, R. M. (1987). Changes in Quadriceps Femoris Muscle Strength Using Isometric Exercise Versus Electrical Stimulation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 8(11), 537-541. <https://doi.org/10.2519/jospt.1987.8.11.537>
- Laufer, Y., Elboim-Gabyzon, M., y Shtarker, H. (2014). The effects of exercise and neuromuscular electrical stimulation in subjects with knee osteoarthritis: a 3-month follow-up study. *Clinical Interventions in Aging*, 1153. <https://doi.org/10.2147/cia.s64104>
- Lopategui, E., (2008). Experimento de Laboratorio H-18, determinación de la composición corporal: método de plicometría o pliegues subcutáneos. Recuperado de http://www.saludmed.com/LabFisio/PDF/LAB_H18-Porciento_Grasa.pdf
- López-Bedoya, J., Vernetta-Santana, M., Lizaur Girón, P., Martínez-Patiño, M. J., y Ariza-Vargas, L. (2019). Comparación de técnicas de entrenamiento de flexibilidad (FNP) con y sin electroestimulación. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, 19(74), 277-292. <https://doi.org/10.15366/rimcafd2019.74.007>
- Maffiuletti, N. A., Gometti, Amiridis, Martin, Pousson, y Chatard. (2000). The Effects of Electromyostimulation Training and Basketball Practice on Muscle Strength and Jumping Ability. *International Journal of Sports Medicine*, 21(6), 437-443. <https://doi.org/10.1055/s-2000-3837>
- Malatesta, D., Cattaneo, Dugnani S., y Maffiuletti, N. A. (2003). Effects of Electromyostimulation Training and Volleyball Practice on Jumping Ability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(3), 573-579. <https://doi.org/10.1519/00124278-200308000-00025>
- Mettler, J. A., Magee, D. M., y Doucet, B. M. (2018). Low-frequency electrical stimulation with variable intensity preserves torque. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 42, 49-56. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.06.007>
- Mintken, P. E., Carpenter, K. J., Eckhoff, D., Kohrt, W. M., & Stevens, J. E. (2007). Early Neuromuscular Electrical Stimulation to Optimize Quadriceps Muscle function Following Total Knee Arthroplasty: A Case Report. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(7), 364-371. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2541>
- Mizusaki Imoto, A., Peccin, S., Gomes da Silva, K. N., de Paiva Teixeira, L. E. P., Abrahão, M. I., y Fernandes Moça Trevisani, V. (2013). Effects of Neuromuscular Electrical Stimulation Combined with Exercises versus an Exercise Program on the Pain and the Function in Patients with Knee Osteoarthritis: A Randomized Controlled Trial. *BioMed Research International*, 2013, 1-7. <https://doi.org/10.1155/2013/272018>
- Montero-Fernández, N., y Serra-Rexach, J. A. (2013). Role of exercise on sarcopenia in the elderly. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 49(1), 131-143.

- https://www.caninesports.com/uploads/1/5/3/1/15319800/montero-fernandez_exercise___sarcopenia.pdf
- O'Connor, D., Caulfield, B., Wright, S., y Lennon, O. (2019). Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) in the Management of Glioblastoma Multiforme. *Rehabilitation Oncology, Publish Ahead of Print*, 1-8. <https://doi.org/10.1097/01.reo.00000000000000189>
- Paillard, T. (2008). Combined Application of Neuromuscular Electrical Stimulation and Voluntary Muscular Contractions. *Sports Medicine*, 38(2), 161-177. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838020-00005>
- Petterson, S., y Snyder-Mackler, L. (2006). The Use of Neuromuscular Electrical Stimulation to Improve Activation Deficits in a Patient With Chronic Quadriceps Strength Impairments Following Total Knee Arthroplasty. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(9), 678-685. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2305>
- Pichon, F., y Cometti, G. (1994). The influence of electrical stimulation on strength and swimming performance. *Journal of Biomechanics*, 27(6), 1671-1676. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)91027-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)91027-8)
- Piva, S. R., Goodnite, E. A., Azuma, K., Woollard, J. D., Goodpaster, B. H., Wasko, M. C., & Fitzgerald, G. K. (2007). Neuromuscular Electrical Stimulation and Volitional Exercise for Individuals With Rheumatoid Arthritis: A Multiple-Patient Case Report. *Physical Therapy*, 87(8), 1064-1077. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060123>
- Pombo., M., Rodríguez., J., Brunet., X., y Requena., B. (2004). *La electroestimulación. Entrenamiento y periodización. Aplicación práctica al fútbol y 45 deportes*. (Primera ed.). Paidotribo.
- Rikli, R. E., y Jones, C. J. (1999). Functional Fitness Normative Scores for Community-Residing Older Adults, Ages 60-94. *Journal of Aging and Physical Activity*, 7(2), 162-181. <https://doi.org/10.1123/japa.7.2.162>
- Rikli, R. y Jones, C. (2001). *Senior fitness test manual*. Estados Unidos de América. Human Kinetics. Obtenido de <https://www.dnbm.univr.it/documenti/OccorrenzaIns/matdid/matdid182478.pdf>
- Rosemffet, M. G., Schneeberger, E. E., Citera, G., Sgobba, M.E., Laiz, C., Schmulevich, H., Artçanuturry, P., Gagliardi, S., y Maldonado Cocco, J.A. (2004). Effects of Functional Electrostimulation on Pain, Muscular Strength, and Functional Capacity in Patients With Osteoarthritis of the Knee. *JCR: Journal of Clinical Rheumatology*, 10(5), 246-249. <https://doi.org/10.1097/01.rhu.0000141831.40350.91>
- Ross, M. (2000). The effect of neuromuscular electrical stimulation during closed kinetic chain exercise on lower extremity performance following anterior cruciate ligament reconstruction*. *Sports Medicine, Training and Rehabilitation*, 9(4), 239-251. <https://doi.org/10.1080/15438620009512559>
- Ruther, C. L., Golden, C. L., Harris, R. T., & Dudley, G. A. (1995). Hypertrophy, Resistance Training, and the Nature of Skeletal Muscle Activation. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 9(3), 155-159. <https://doi.org/10.1519/00124278-199508000-00006>
- Steffen, T. M., Hacker, T. A., & Mollinger, L. (2002). Age- and Gender-Related Test Performance in Community-Dwelling Elderly People: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds. *Physical Therapy*, 82(2), 128-137. <https://doi.org/10.1093/ptj/82.2.128>
- Stevens, J. E. (2004). Neuromuscular Electrical Stimulation for Quadriceps Muscle Strengthening After Bilateral Total Knee Arthroplasty: A Case Series. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 21-29. <https://doi.org/10.2519/jospt.2004.0947>

- Stevens-Lapsley, J. E., Balter, J. E., Wolfe, P., Eckhoff, D. G., y Kohrt, W. M. (2012). Early Neuromuscular Electrical Stimulation to Improve Quadriceps Muscle Strength After Total Knee Arthroplasty: A Randomized Controlled Trial. *Physical Therapy*, 92(2), 210-226. <https://doi.org/10.2522/ptj.20110124>
- Suetta, C., Aagaard, P., Rosted, A., Jakobsen, A., Duus, B., Kjaer, M., & Magnusson, S. (2004). Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. *Journal of Applied Physiology*, 97(5), 1954-1961. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01307.2003>
- Tavakol, Z., Shariat, A., Ghannadi, S., Ansari, N., Ingle, L., Honarpishe, R., Hakakzadeh, A., & Haghighi, F. (2019). Effect of intensive neuromuscular electrical stimulation on chronic neck pain: A case report. *Journal of Pain Management*, 12(2), 173-177. <https://hull-repository.worktribe.com/output/1765070/effect-of-intensive-neuromuscular-electrical-stimulation-on-chronic-neck-pain-a-case-report>
- Turostowski, J., Cometti, G., & Cordoano, M. (1992). Influence Of Electromyostimulation On Human Quadriceps Femoris Muscle Strength and Bulk. *10 International Symposium on Biomechanics in Sports*, 139-141. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/2842>
- Vaz, M. A., Baroni, B. M., Geremia, J. M., Lanferdini, F. J., Mayer, A., Arampatzis, A., y Herzog, W. (2012). Neuromuscular electrical stimulation (NMES) reduces structural and functional losses of quadriceps muscle and improves health status in patients with knee osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Research*, 31(4), 511-516. <https://doi.org/10.1002/jor.22264>
- Ward, A. R., & Shkuratova, N. (2002). Russian Electrical Stimulation: The Early Experiments. *Physical Therapy*, 82(10), 1019-1030. <https://doi.org/10.1093/ptj/82.10.1019>
- Willoughby, D. S., & Simpson, S. (1996). The Effects of Combined Electromyostimulation and Dynamic Muscular Contractions on the Strength of College Basketball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 10(1), 40-44. <https://doi.org/10.1519/00124278-199602000-00008>
- Wolf, S. L., Ariel, G. B., Saar, D., Penny, M., y Railey, P. (1986). The effect of muscle stimulation during resistive training on performance parameters. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(1), 18-23. <https://doi.org/10.1177/036354658601400104>

10 ANEXOS

10.1 Anexo I: Consentimiento Informado

El título de la investigación es “Efectos de un programa combinado de electroestimulación neuromuscular y entrenamiento voluntario de miembros inferiores sobre la fuerza y la hipertrofia del cuádriceps, la capacidad funcional y la composición corporal en un adulto de 63 años. Estudio de caso”. Donde el responsable del proyecto es Francisco Manuel Martínez Galiano, así como el tutor y supervisor de este es Jesús del Pozo Cruz. La institución que avala el presente estudio es la Universidad de Sevilla (Sevilla, España).

El estudio trata de identificar los efectos de un programa combinado de electroestimulación neuromuscular (EENM) y ejercicio voluntario en una persona adulta mayor, El objetivo principal del mismo es comprobar si se produce un aumento de la fuerza de la extremidad inferior no dominante entrenada con EENM y entrenamiento voluntario mayor al aumento que se produce en la extremidad inferior dominante, entrenada sólo con entrenamiento voluntario en un sujeto varón de 63 años. A su vez, aumentar el perímetro del muslo, medir los efectos sobre la composición corporal y mejorar la capacidad funcional del sujeto.

La duración del estudio es de siete semanas (del 21 de septiembre al 8 de noviembre de 2020). Así mismo, el único coste que supondrá la intervención será el tiempo empleado en la realización del programa de entrenamiento.

Como beneficio del estudio señalamos que la información recogida podría ser utilizada posteriormente para elaborar programas de entrenamiento específicos para aumento de la fuerza que se apliquen sobre una muestra mayor y así valorar los resultados.

Hay que recordar que la participación del sujeto es totalmente anónima y voluntaria, por lo que puede abandonar en cualquier momento si así lo desea. Agradecemos su participación.

Declaración del participante:

“He sido invitado a participar en la investigación “Efectos de un programa combinado de electroestimulación neuromuscular y entrenamiento voluntario de miembros inferiores sobre la fuerza y la hipertrofia del cuádriceps, la capacidad funcional y la composición corporal en un adulto de 63 años. Estudio de caso”, que se ha desarrollado en la Universidad de Sevilla, en calidad de responsable el alumno Francisco Manuel Martínez Galiano. Habiendo el consentimiento informativo y de que me expliquen su contenido, así como hacer preguntas y aclarar mis dudas, he comprendido la información de este contenido.

Entiendo cuál es el propósito de la investigación, en qué consiste mi participación, así como su duración, costes y beneficios de mi participación. Así mismo, la información obtenida de mi persona será tratada de manera confidencial por los miembros del equipo de investigación.

A través de mi firma, declaro y acepto voluntariamente dicha investigación”.

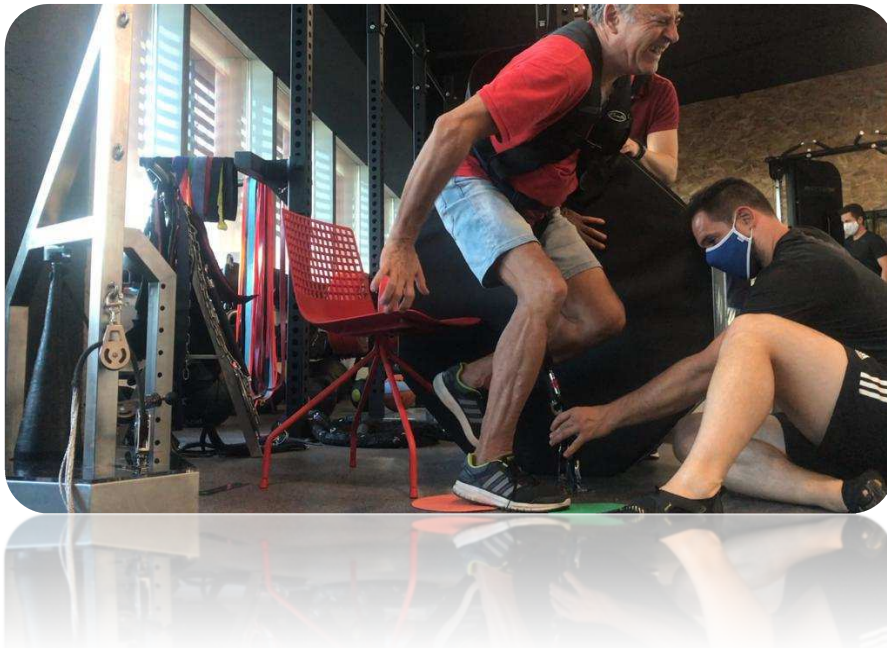
10.2 Anexo II: Fotografías pre-intervención



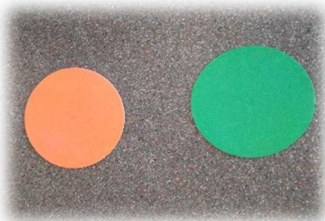
Calentamiento general



Calentamiento específico



Test Fuerza Máxima Isométrica Miembros Inferiores



Materiales empleados

10.3 Anexo III: Fotografías pruebas capacidad funcional



6MWT



TUG



30 CST

10.4 Anexo IV: Fotografías post-intervención



Calentamiento general



Calentamiento específico



Test Fuerza Máxima Isométrica Miembros Inferiores

10.5 Anexo V: Instrumentos de medida, dispositivos empleados y/o funciones.



Composición Corporal



Pliegue Grasa Subcutáneo



Perímetro muscular



Electroestimulador Mi Theta 600. Báscula suspensión digital Rise Pro MMII. Dinamómetro HG



Localización Punto Motor



Colocación de Electroodos

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a M.M.G por ofrecerse como sujeto de esta investigación, por mostrarse dispuesto a colaborar, con una actitud positiva en todo momento. Por tener un espíritu de superación cada día de intervención. Por priorizar este estudio frente a otros eventos que pudieran ocurrir en el transcurso del mismo, llevando a cabo minuciosamente las premisas y condiciones instadas por el investigador, las cuales eran necesarias para el correcto devenir de la investigación. Gracias por el apoyo recibido.

Quiero agradecer a mi tutor de prácticas Ángel Carnero Díaz por mostrarme su apoyo, disponibilidad y dedicación desde el primer momento que le comenté la idea en la que se basaba mi proyecto. Por ofrecerme la posibilidad de realizar algunos de los tests de evaluación en su centro de trabajo a causa de la imposibilidad de realizarlos en otro espacio debido a la situación actual de pandemia por la COVID-19 y a su vez, brindarme sus conocimientos y consejos para llevar a cabo este proyecto.

Y por último y no menos importante, agradecer a mi familia y amigos por los ánimos y apoyo recibido durante todo el proyecto.

Muchas gracias.