



**ESCUELA
DE ENFERMERÍA
Y FISIOTERAPIA**



SAN JUAN DE DIOS

Grado en Fisioterapia

Trabajo Fin de Máster

Título:

Efectividad de la electroestimulación en la ganancia de la fuerza en el cuádriceps.

Alumno: Bárbara Cabadas Bermúdez

Tutor: Néstor Pérez Mallada

Madrid, a 1 de Diciembre de 2020

ÍNDICE

1.	ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....	1
2.	ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	2
3.	ÍNDICE DE TABLAS.....	3
4.	RESUMEN.....	4
5.	ABSTRACT	5
6.	ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA.....	7-12
7.	OBJETIVOS DEL ESTUDIO.....	13
8.	HIPÓTESIS	14
9.	METODOLOGÍA.....	15
9.1	DISEÑO	15
9.2	SUJETOS DE ESTUDIO.....	15
9.3	CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN	15
9.4	TAMAÑO MUESTRAL.....	15-18
9.5	VARIABLES	18-20
9.6	PROCEDIMIENTO DE RECOGIDA DE DATOS.....	20-24
9.7	CRONOGRAMA	24-26
9.8	RECOGIDA Y ANÁLISIS DE DATOS	26-27
9.9	CONSIDERACIONES ÉTICAS	27-28
10.	RESULTADOS.....	29
10.1	TABLA CARACTERÍSTICA BASALES DE LA POBLACIÓN AL INICIO.	29
10.2	ANÁLISIS ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO	30
10.3	ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL	31-41
10.4	TABLA RESUMEN DE RESULTADOS	41-42
11.	DISCUSION	43-45
12.	LIMITACIONES.....	46
13.	CONCLUSIONES	47
14.	REFERENCIAS	48-52
15.	ANEXOS	53-64

1. ÍNDICE ABREVIATURAS

- Contracción voluntaria (CV)
- Electroestimulación (ELECTRO)
- Electroestimulación Muscular (EMS)
- Electroestimulación Neumuscular (EENM)
- Escuela Universitaria de Enfermería y Fisioterapia de la Universidad Pontificia Comillas - San Juan de Dios (EUEF)
- Trabajo de Fin de Máster (TFM)
- Unidades Motoras (UMs)

2. ÍNDICE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Fórmula cálculo muestral.....	16
Ilustración 2. ENRAF-NONIUS SERIE 6.....	21
Ilustración 3. Colocación Electrodo.....	21
Ilustración 4. Fijación y colocación asiento del dinamómetro.....	22
Ilustración 5. Herramienta 701 del dinamómetro BTS-Primus.....	23

3. ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Determinación de la constante K.....	16
Tabla 2. Clasificación de las variables del estudio.....	19
Tabla 3. Selección de Parámetros de la EMS.....	20
Tabla 4. Clasificación de la asignación de orden de los test de estudio.....	23
Tabla 5. Resumen cronograma de actividades.....	25-26
Tabla 6. Gráfica resumen distribución de género de la muestra.....	29
Tabla 7. Estadísticos descriptivos edad.....	29
Tabla 8. Resumen Medias de las Variables Dependientes.....	30
Tabla 9. Resumen Pruebas de Normalidad Variables Dependientes.....	31
Tabla 10. Prueba de Friedman para variable Fuerza Máxima Isométrica.....	32
Tabla 11. Prueba de Esfericidad de Mauchly Variable Fuerza máxima Isométrica.....	32
Tabla 12. Prueba Greenhouse-Geisser para Fuerza Máxima Isométrica.....	33
Tabla 13. Factores Intra- Sujetos Fuerza Máxima Isométrica.....	34
Tabla 14. Comparaciones por parejas de la Variable Fuerza Máxima Isométrica.....	34
Tabla 15. Prueba de Friedman para variable Fuerza Máxima Isocinética a 30°/s.....	35
Tabla 16. Prueba de esfericidad de Mauchly para variable Fuerza Máxima Isocinética a 30°/s.....	35
Tabla 17. Prueba de Greenhouse-Geisser para variable Fuerza Máxima Isocinética a 30°/s.....	36
Tabla 18. Factores intra-sujetos para variable Fuerza Máxima Isocinética a 30°/s.....	36
Tabla 19. Comparaciones por parejas para variable Fuerza Máxima Isocinética a 30°/s.....	37
Tabla 20. Prueba de Friedad para la variable de Fuerza Media Isométrica.....	37
Tabla 21. Prueba de esfericidad de Mauchly para variable Fuerza Media Isométrica.....	38

Tabla 22. Factores Intra-sujetos para variable Fuerza Media Isométrica.....	38
Tabla 23. Comparaciones por parejas para la variable Fuerza Media Isométrica.....	39
Tabla 24. Diagrama de cajas de las modalidades de Fuerza Máxima Isométrica a 45° de rodilla.....	40
Tabla 25. Diagrama de cajas de las modalidades de Fuerza Máxima Isocinética a 30°/s.....	40
Tabla 26. Diagrama de cajas de las modalidades de Fuerza Media.....	41
Tabla 27. Resumen Resultados.....	41-42

4. RESUMEN

Introducción: Actualmente, la electroestimulación permanece con un enfoque complementario al ejercicio voluntario en el contexto de rehabilitación musculoesquelética. Sin embargo, se ha evidenciado que la combinación simultánea de ambas se ha presentado como una estrategia más efectiva para el fortalecimiento muscular que aquellas estrategias de entrenamiento aplicadas aparte.

Objetivo: Comparar los efectos que produce la aplicación de electroestimulación con o sin contracción voluntaria sobre la fuerza de la musculatura del cuádriceps.

Metodología: estudio piloto transversal cuasi-experimental de 11 sujetos sanos. Las variables dependientes del estudio son la fuerza máxima isométrica a 45° de extensión de rodilla, fuerza máxima isocinética a 30°/s y la fuerza media. Las mediciones se realizaron con un dinamómetro BTE-Primus y se llevó a cabo el análisis estadístico de las variables del estudio con un estudio de estadística descriptiva y una ANOVA factorial de medidas repetidas

Conclusiones: existen diferencias estadísticamente significativas; entre la fuerza máxima isométrica con electroestimulación frente a las fuerzas máximas isométricas con contracción voluntaria y con la combinación CV+ELECTRO. También, de la fuerza media isométrica con aplicación única de electroestimulación en comparación con las fuerzas media isométricas de contracción voluntaria y CV+ELECTRO y por último, de la fuerza máxima isocinética a 30°/s entre todas las modalidades.

Palabras clave: Electroestimulación, fuerza, isométrica, isocinética, dinamometría.

5. ABSTRACT

Introduction: Currently, electrostimulation remains with a complementary approach to voluntary exercise in the context of musculoskeletal rehabilitation. However, it has been shown that the simultaneous combination of both has been presented as a more effective strategy for muscle strengthening than those training strategies applied separately.

Objective: To compare the effects produced by the application of electrostimulation with or without voluntary contraction on the strength of the quadriceps muscles.

Methodology: Quasi-experimental cross-sectional pilot study of 11 healthy subjects. The dependent variables of the study are maximum isometric force at 45° of knee extension, maximum isokinetic force at 30° / s and mean force. The measurements were made with a BTE-Primus dynamometer and the statistical analysis of the study variables was carried out with a descriptive statistical study and a factorial ANOVA of repeated measures.

Conclusions: There are statistically significant differences; between the maximum isometric force with electrostimulation versus the maximum isometric forces with voluntary contraction and with the CV + ELECTRO combination. Also, isometric mean with a single application of electrostimulation compared with the isometric mean forces of voluntary contraction and CV + ELECTRO and finally, of the maximum isokinetic force at 30° / s among all modalities.

Keywords: Electrostimulation, force, isometric, isokinetic, dynamometry.

6. ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA

La electroterapia; “electrón” y “therapèia” del griego, es el uso de energía eléctrica como tratamiento médico (1). Es una herramienta terapéutica que, mediante electrodos, solenoides y cabezales, aplicamos directamente sobre la piel del paciente, de manera subacuática o a cierta distancia para obtener unos fines terapéuticos. Existe una amplia variedad de usos de la electroterapia, algunos incluyen el manejo del dolor, disfunción neuromuscular, movilidad articular, reparación de tejidos, edema agudo y crónico, entre otros (2)

Denominamos Electroestimulación Muscular (EMS) o Electroestimulación Neuromuscular (EENM), a un tipo de electroterapia, que consiste en la estimulación de grupos musculares mediante corrientes eléctricas de baja intensidad a través de unos electrodos aplicados sobre la superficie corporal. Su aplicación se hace sobre un músculo o un nervio periférico con el fin de lograr su contracción involuntaria. Consiguen este efecto, debido a que estos impulsos eléctricos provocan una despolarización de los nervios motores locales del músculo inervado, el cual reacciona contrayéndose, igual que haría con la actividad muscular normal (3-5).

Es importante conocer que la diferencia fundamental entre una contracción voluntaria y la inducida eléctricamente, está en el orden de reclutamiento de las unidades motoras (UMs) (6). Que 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 (7). Sin embargo, durante la aplicación de 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, provocando una mayor demanda metabólica del músculo y un mayor cambio fisiológico .del mismo (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), lo que da lugar a que para una duración e intensidad de estímulo dada, la fatiga muscular aparecerá antes con electroestimulación que con contracción voluntaria (10). La aplicación repetida de corriente, según la evidencia, puede producir efectos, por ejemplo, de fortalecimiento muscular “que mejora la función pero que no proporciona directamente la función” (5).

Históricamente, la EENM, ha experimentado grandes cambios a lo largo de su historia, evolucionando en los métodos y enfoques para su utilización terapéutica. Según el artículo de Martínez-López et al. (4) desde su origen su uso fue enfocado generalmente a pacientes lesionados incapaces de realizar una contracción voluntaria por sí mismos, sin embargo, en la década de los 70, Kots y Hvilon, emplearon este tipo de técnica en atletas de élite sanos con el fin de mejorar la fuerza muscular, usando este método como complemento al entrenamiento convencional. Sus resultados fueron probados en los Juegos Olímpicos de Montreal (1967), donde el equipo ruso obtuvo un aumento de fuerza de hasta el 40% (según Kotch), proporcionando la base de esta técnica como un apoyo en el entrenamiento de atletismo de élite y estableciéndose como uno de los métodos de entrenamiento más empleados en la actualidad de las federaciones deportivas con dos modalidades diferenciadas: con contracción isométrica y con contracción no isométrica. En ésta última modalidad se diferencian concéntrica, excéntrica o pliométrica (11)

Tras estos primeros estudios, han sido muchos los autores que han investigado durante los últimos 30 años alrededor de la EENM en el campo de la rehabilitación como en el ámbito deportivo (4,12). Descubriendo y evidenciando que las principales ventajas de la aplicación de la EENM se producen en diversos parámetros del entrenamiento, principalmente los relacionados con los de la fuerza muscular a excepción de los programas de rehabilitación en periodos de inmovilización (12). Es por esto por lo que, cuando hablamos hoy en día de rehabilitación musculoesquelética, la aplicación de EENM se presenta con un enfoque complementario al ejercicio voluntario en el contexto de la recuperación. Esto es debido, ya que en las fases tempranas de rehabilitación se ha evidenciado que la aplicación de corriente eléctrica ayuda a provocar un aumento de la fuerza, el cual será necesario posteriormente para poder llegar a realizar un entrenamiento voluntario durante las últimas sesiones del proceso de rehabilitación (13,14). También se aplica en la recuperación de grupos musculares, principalmente, en poblaciones con graves trastornos motores neurológicos o traumatológicos (5)

Por otro lado, también en las últimas dos décadas, la mayor parte de los estudios EENM se dirigieron con éxito al desarrollo de la potencia de las extremidades inferiores. Aplicando especialmente al músculo cuádriceps femoral en rendimiento atlético y otras disciplinas deportivas (4,15).

Además, esta atención creciente que la EENM ha recibido en los últimos años, tiene como razón en que esta técnica tiene un gran potencial para servir como:

- Método para evaluar el sistema muscular y/o neural (16).
- Prevención para pacientes inmovilizados ya que puede preservar la masa y la función muscular durante periodos prolongados.
- Promoción del metabolismo muscular con propósitos clínicos (17,18) o deportivos (19).
- Entrenamiento para sujeto sanos y atletas ya que puede inducir adaptaciones neuromusculares similares o complementarias al entrenamiento de fuerza voluntario (20).
- Recuperación post-ejercicio ya que puede aumentar el flujo sanguíneo muscular y aumentar el metabolismo de lavado (17).

Aunque, a EENM también presenta una serie de limitaciones las cuales destacan (21) :

- Incomodidad considerable asociada a una mala colocación de los electrodos.
- 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).
- Mal control de la dosificación.
- No mejora la coordinación entre los diferentes músculos agonistas y antagonistas (16).
- No facilita el aprendizaje de la coordinación específica de los movimientos complejos (22).

Cabe destacar, sin embargo, que durante estos últimos años de investigaciones alrededor de la EENM, no se ha logrado establecer una guía homogénea alrededor de los parámetros de corriente utilizados en sus diferentes protocolos de entrenamiento con electroestimulación arrastrando a la actualidad a que esto continúe siendo objeto de debate entre los investigadores

(4).

La gran variabilidad a la que hemos hecho referencia y que involucra a los parámetros de las corrientes estimulante; dificulta conocer con certeza qué valores deben tener los mismos para conseguir la máxima eficacia, así como cuáles son sus principales efectos sobre las cualidades físicas, más teniendo en cuenta que cada persona tiene un comportamiento fisiológico destino y que responde de manera diferente a los mismos parámetros (23).

Sin embargo, basándonos en lo encontrado en la evidencia científica podemos hacer una clasificación y una selección óptima de los mismos:

- **Tipo de onda:** parece ser que el tipo de onda rectangular es la más efectiva, siendo la bifásica simétrica la más documentada en la bibliografía sobre entrenamiento con electroestimulación, ya que según la evidencia, la corriente bifásica es más efectiva para provocar el mayor porcentaje de fuerza isométrica, y que la bifásica simétrica conseguía mejores resultados que la asimétrica (4,23-25).
- **Anchura de pulso:** es la duración de cada pulso de la corriente. Se ha sugerido que las anchuras de pulso óptimas estarían entre los 300 y 400 microsegundos. (23)
- **Frecuencia:** es el número de veces que se repite un impulso en un segundo y se mide en hercios (Hz) (23). 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 (26), en la capacidad aeróbica (27) y en la arquitectura muscular (28).
 - **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 (20).

- **Intensidad:** muchos autores recomiendan elevarla hasta conseguir un 60 % de la contracción isométrica voluntaria máxima obtenida mediante dinamómetro, aunque se considera que a medida que pasan los días de entrenamiento con EENM, se produce una mayor tolerancia a la intensidad de corriente (4), por lo que otro método de elección de los autores es seleccionar la intensidad máxima tolerable por el sujeto 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 (14,22,24,25,29).

Si nos centramos en el análisis de la literatura científica alrededor de la EENM, observamos que hay dos rutas de investigación claras para los autores, por un lado trabajar para aportar datos objetivos sobre los parámetros de corriente utilizados en los diferentes protocolos de entrenamiento con electroestimulación, tema que ya se ha comentado anteriormente; y por otro parte, en el uso combinado o no de otros métodos con la aplicación de la EENM como herramienta terapéutica y de entrenamiento; en concreto, el trabajo simultáneo de contracción muscular voluntario (CV) junto la aplicación de EENM en sujetos lesionados y en sujetos sanos.

Sobre los efectos de los protocolos usando la combinación de CV y EENM en sujeto no sanos, es decir, en personas que requieren rehabilitación, la literatura científica arroja que; la mayoría de las investigaciones se han centrado en estudiar particularmente los efectos neuromusculares de la combinación de técnicas en lesiones de postcirugía de rodilla y que esta técnica combinada (CV+ ENMS) es efectiva para acelerar la contractibilidad muscular después de un programa de rehabilitación (13).

Por otro lado, en poblaciones sanas, hoy en día, el uso de la técnica combinada (CV+EENM) está ampliamente extendido en la mejora de la condición física y fuerza muscular en personas con actividad física o deportiva. La evidencia arroja que en sujetos sanos generalmente, el trabajo de ejercicio voluntario presenta ganancias de fuerza en la musculatura más altas en comparación con las que han sido entrenadas con sólo electroestimulación (13,30). Es por esto que, los autores han estudiado la combinación de dichas técnicas y han demostrado que puede llegar a ser una estrategia más efectiva para el fortalecimiento muscular frente aquellas estrategias de entrenamiento aplicadas aparte (13,31-34) ya que optimizan la fuerza y la potencia muscular en sujetos sanos y en atletas, además de también producir una mejora del

rendimiento de los movimientos dinámicos complejos (31).

Por lo tanto, justifica la literatura científica que 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 fisioterapia (31).

7.OBJETIVOS DEL ESTUDIO

Objetivo General: Comparar los efectos que produce la aplicación de electroestimulación con o sin contracción voluntaria sobre la fuerza de la musculatura del cuádriceps.

Objetivos Específicos:

- Evaluar la fuerza de los sujetos en una contracción voluntaria isométrica de la musculatura del cuádriceps.
- Evaluar la fuerza de los sujetos en una contracción voluntaria isocinética concéntrica de la musculatura del cuádriceps.
- Medir la fuerza de los sujetos con aplicación de electroestimulación sobre el músculo cuádriceps y ausencia de cualquier contracción voluntaria por parte de éstos
- Valorar la fuerza de los sujetos con aplicación de electroestimulación junto con contracción voluntaria isométrica del cuádriceps.
- Valorar la fuerza de los sujetos con aplicación de electroestimulación junto con contracción voluntaria isocinética concéntrica del cuádriceps.

8. HIPÓTESIS

La aplicación de electroestimulación junto con contracción voluntaria muscular es mejor para ganar fuerza en el cuádriceps frente a sólo la aplicación de electroestimulación o sólo la contracción voluntaria muscular.

9. METODOLOGÍA

9.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Estudio piloto cuantitativo cuasi-experimental de carácter transversal.

9.2 SUJETOS DE ESTUDIO

- La **población diana** sobre la que se realizará el estudio son sujetos sanos, tanto hombres como mujeres, de al menos 18 años de edad (mayoría de edad).

- La **población accesible** serán todos los sujetos sanos que sean alumnos de grado o máster de la escuela Universitaria de Enfermería y Fisioterapia "San Juan de Dios".

Para conseguir la muestra necesaria para la realización del estudio se llevará a cabo un muestreo no probabilístico por conveniencia

9.3 CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN

Para la inclusión de los sujetos en el estudio se establecen unos criterios de inclusión y exclusión que son los siguientes.

- Criterios de inclusión:

- Sujetos sanos.
- Edad mínima de participación: 18 años.
- Edad máxima de participación: 65 años.

- Criterios de exclusión:

- Ausencia de lesión del miembro inferior.
- No haber sufrido lesiones del miembro inferior que hayan requerido intervención quirúrgica en el segmento medido en los últimos 6 meses.
- No sufrir de otro tipo de alteraciones que impidan el desarrollo normal de las pruebas.

9.4 TAMAÑO MUESTRAL

Se aplica la siguiente fórmula para realizar el cálculo muestral (ver ilustración 1)

$$n = \frac{2K * SD^2}{d^2}$$

Ilustración 1. Fórmula cálculo muestral

En esta fórmula los valores representan:

- **n:** Hace referencia a la muestra
- **SD:** Desviación típica.
- **d:** Hace referencia a la precisión, es decir, la amplitud del intervalo de confianza.
- **K:** Es una constante que nos habla del nivel de confianza, es decir, la probabilidad de errores, y de la potencia. En este caso se aplicará el valor de 7,8 al ser el valor usado por consenso.

Tabla 1. Determinación de la constante K.

Poder estadístico (1-β)	Nivel de Significación (α)		
	5%	1%	0,10%
80%	7,8	11,7	17,1
90%	10,5	14,9	20,9
95%	13	17,8	24,3
99%	18,4	24,1	31,6

Al no existir estudios anteriores similares, los datos que se precisan para realizar el cálculo muestral se extraen de las mediciones de cada una de las variables del estudio, por tanto, la desviación típica (SD) se toma de cada una de las variables de estudio. Así mismo la precisión (d) se tomará de la media de cada variable, de ella se realizará el 10% de la misma, que hace referencia al coeficiente de variación que se acepta por consenso en los estudios de biomecánica que se realizan con dinamometría.

El cálculo del tamaño muestral se realizará en todas nuestras variables dependientes:

Fuerza Máxima Isométrica de extensión de rodilla a 45° CV

SD: 24'11

d: 10'69

K: 7'8

Tras aplicar la fórmula; **n** = 848,2

Fuerza Máxima Isocinética de extensión de rodilla a 30°/S CV

SD: 23'93

d: 11'20

K: 7'8

Tras aplicar la fórmula; **n** = 797,6

Fuerza Media de extensión de rodilla CV

SD: 19,52

d: 10,16

K: 7,8

Tras aplicar la fórmula; **n** = 585

Fuerza Máxima Isométrica de extensión de rodilla a 45° ELECTRO

SD: 8,42

d: 0,97

K: 7,8

Tras aplicar la fórmula; **n** = 1140,1

Fuerza Máxima Isocinética de extensión de rodilla a 30°/S ELECTRO

SD: 5,03

d: 1,51

K: 7,8

Tras aplicar la fórmula; **n** = 261,3

Fuerza Media de extensión de rodilla ELECTRO

SD: 5,60

d: 0,76

K: 7,8

Tras aplicar la fórmula; **n** = 643,7

Fuerza Máxima Isométrica de extensión de rodilla a 45° CV+ELECTRO

SD: 14,54

d: 9,4

K: 7,8

Tras aplicar la fórmula; **n** = 349,3

Fuerza Máxima Isocinética de extensión de rodilla a 30°/S CV+ ELECTRO

SD: 27,95

d: 9'97

K: 7,8

Tras aplicar la fórmula; **n** = 1222'3

Fuerza Media de extensión de rodilla CV+ ELCTRO

SD: 14,33

d: 8,98

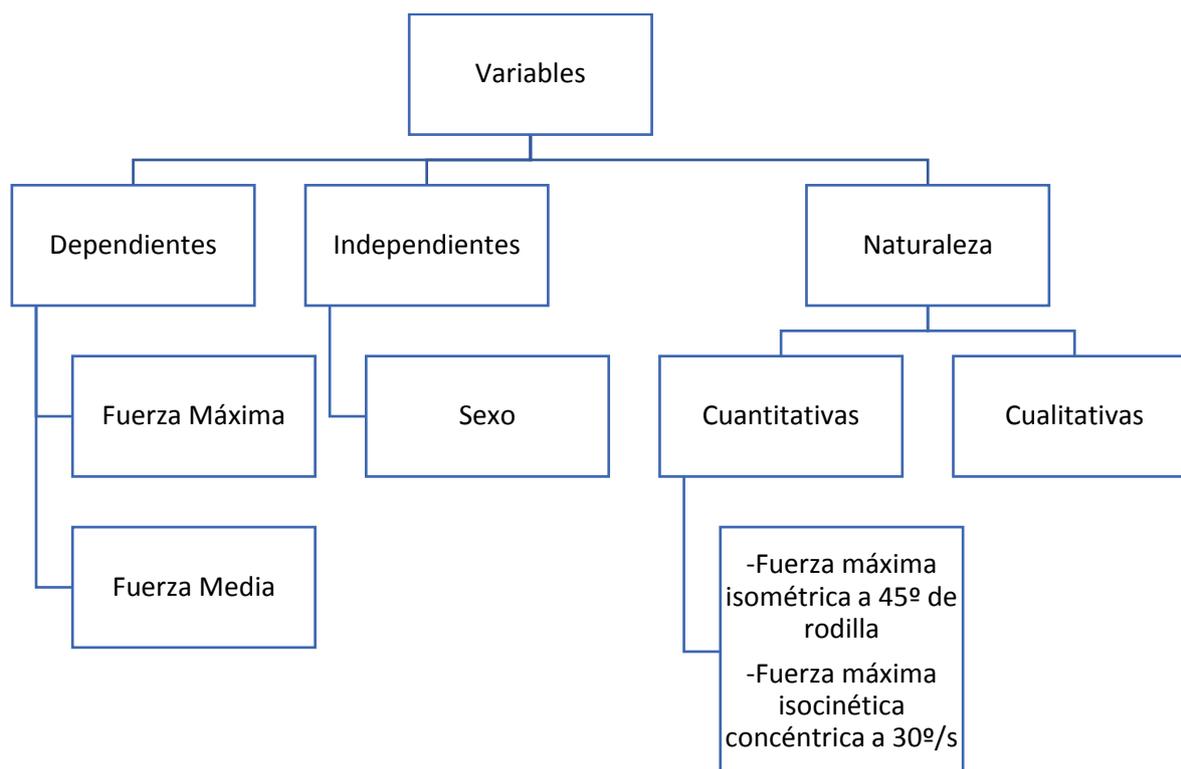
K: 7,8

Tras aplicar la fórmula; **n** = 356'7

Después de haber realizado el cálculo muestral sobre todas nuestras variables dependientes, seleccionaremos aquel que nos dé un resultado mayor, pues será el caso que más sujetos necesite para extrapolar los datos de nuestro estudio a la población diana. En el caso de nuestro estudio tomaremos el dato de Fuerza Máxima Isocinética de extensión de rodilla a 30°/S CV + ELECTRO que es de 1222 sujetos. A este dato se le añade un 10% más para las posibles pérdidas de participantes durante el proyecto, es decir, la muestra final sería de: 1344 sujetos.

9.5 VARIABLES

Clasificamos las variables del estudio en dos vertientes; por un lado en función de si son dependientes o independientes y por el otro, en función de su naturaleza; cuantitativas o cualitativa



Además de esto, es importante realizar una clasificación más detallada de las variables del estudio. Es por esto por lo que, a continuación, se adjunta una tabla que amplía la información sobre las variables a estudiar, a portando también las magnitudes de medida y la herramienta de medición de éstas.

Tabla 2. Clasificación de las variables del estudio.

VARIABLES		TIPO	HERRAMIENTA DE MEDIDA	UNIDADES DE MEDIDA
DEPENDIENTES	Fuerza máxima isométrica a 45° de rodilla	Cuantitativa Continua	Dinamómetro BTS, con un test isométrico lineal.	Newton (N)
	Fuerza máxima isocinética concéntrica a 30°/s	Cuantitativa Continua	Dinamómetro BTS, con un test isocinético a 30°/s	Newton (N)/ Metros
	Fuerza media isométrica	Cuantitativa Continua	Dinamómetro BTS	Newton (N)

INDEPENDIENTES	Sexo	Cualitativa Dicotómica	Cuestionario	0= hombres 1= mujeres
-----------------------	------	---------------------------	--------------	--------------------------

Todas las variables cuantitativas se miden en Newtons y Newtons/metro y se recogerán en el laboratorio de biomecánica de la Escuela Universitaria de Fisioterapia San Juan de Dios. Universidad Pontificia Comillas utilizando el sistema Primus RS; dinamómetro que nos permite registrar datos objetivos de las variables seleccionada; fuerza máxima y media, realizadas por la musculatura del cuádriceps durante el desarrollo de un movimiento isométrico tanto como concéntrico.

Para recoger las variables se llevarán a cabo, por un lado, un Test Isométrico de Gráfico Lineal a 45° de rodilla. Y, por otro lado, un Test isocinético concéntrico/concéntrico (C/C) a velocidad 30°/s.

9.6 PROCEDIMIENTO DE RECOGIDA DE DATOS

Para comenzar la fase de recogida de datos, será necesario promocionar el estudio dentro de la propia Escuela de enfermería y fisioterapia San Juan de dios de la Universidad Pontificia Comillas. Para ello, se establecerá contacto directo con los alumnos de máster y grado para informándoles de primera mano las características y objetivos del estudio.

Por otro lado, se establece un protocolo a seguir, el cual ha sido igualitario para todos los sujetos, que cumpliera con los objetivos del estudio y optimizase los recursos y tiempo del mismo. A continuación, se desarrolla dicho protocolo:

Primeramente y antes de comenzar a involucrar a los sujetos en las pruebas, se deberá preparar la Electroestimulación configurando los parámetros establecidos en el estudio y calibrar el Dinamómetro BTS-Primus.

Tabla 3. Selección de Parámetros de la EMS

	Tipo de corriente	Frecuencia	Ancho de Impulso	Intensidad
Parámetros EMS	Bifásica simétrica	50Hz	400micro segundos	Máxima tolerada por el sujeto

A posteriori, se pasa a sentar al sujeto en el sillón del dinamómetro y se procede a la colocación de electrodos en la pierna donde se realizarán los test (23); la dominante. Se utiliza el aparato ENRAF-NONIUS SERIE 6.



Ilustración 2. ENRAF-NONIUS SERIE 6

Los electrodos usados son adhesivos reutilizables de 10 x 5cm y 5 x 5 cm con la siguiente colocación para estimular todo el músculo cuádriceps: Dos electrodos proximales de 10 x 5 cm, que estimulan la salida del nervio crural; y tres electrodos de 5 x 5 cm sobre los puntos motores del vasto interno, recto anterior y vasto externo (35).

Por lo tanto, se forman dos canales; **Canal 1:** electrodo proximal inferior conectado con el vasto interno; y **Canal 2:** electrodo proximal superior conectado con recto anterior y vasto externo, estos dos unidos a la misma salida del canal 2 mediante un cable bifurcado (23).



Ilustración 3. Colocación Electrodo

En este momento, valoramos la intensidad máxima tolerable por el sujeto realizando una contracción isométrica a 45° y una concéntrica a 30°/s del miembro inferior de estudio

Apuntamos los valores y desconectamos la electroestimulación.

A partir de aquí, comienza la fase de las pruebas que cuenta con un calentamiento previo a las mediciones; 5 minutos de bicicleta a una intensidad cómoda para los sujetos (30).

Para la obtención de las variables de fuerza se pedirá a los sujetos que se sienten en el sillón del dinamómetro BTS-Primus. No cincharemos al paciente con el chaleco accesorio del dinamómetro, se le pedirá que posicione los brazos cruzados sobre su pecho y que no busque apoyos con el miembro contralateral al del estudio (36). Así mismo se fijará la silla en el propio dinamómetro para evitar que se mueva durante las mediciones.



Ilustración 4. Fijación y colocación asiento del dinamómetro.

Se colocará el complemento 701 del dinamómetro BTS-Primus haciendo coincidir el fulcro con la línea articular de la rodilla del sujeto (37).



Ilustración 5. Herramienta 701 del dinamómetro BTS-Primus.

En este momento comienzan las pruebas cuyo orden será aleatorizado y que se asignará a cada uno de los sujetos del estudio de la siguiente manera: **1-2-3**, **2-3-1**, **3-1-2**

Tabla 4. Clasificación de la asignación de orden de los test de estudio.

1	- Test isométrico en línea a 45° de extensión de rodilla durante 3 repeticiones.
	- Test isocinético a 30°/s de extensión de rodilla durante 3 repeticiones.
2	- Test isométrico en línea a 45° de extensión de rodilla durante 3 repeticiones con electroestimulación.
	- Test isocinético a 30°/s de extensión de rodilla durante 3 repeticiones con electroestimulación.
3	- Test isométrico en línea a 45° de extensión de rodilla durante 3 repeticiones con electroestimulación y contracción voluntaria.
	- Test isocinético a 30°/s de extensión de rodilla durante 3 repeticiones con electroestimulación y contracción voluntaria.

Poniendo de ejemplo el orden 1-2-3, desarrollamos el protocolo que se aplicará igualmente en los otros dos supuestos, aunque en obedeciendo a los distintos otros dos órdenes de ejecución del proceso.

Se realizará una prueba isométrica de extensión de rodilla dominante estando ésta a 45° de flexión. Para ello se explicará al sujeto que tendrá que hacer la máxima fuerza durante 6 segundos y tendrá un descanso de 12 segundos entre repeticiones. Se realizarán 3 repeticiones.

A continuación, se realizará un test isocinético concéntrico/concéntrico de flexión-extensión de rodilla de tres repeticiones a velocidad de 30°/S. Se le pedirá al paciente que realice la máxima fuerza durante la extensión de rodilla y que se deje llevar durante el movimiento de flexión, ya que queremos valorar la fuerza de la musculatura del cuádriceps.

Después de esto, conectamos los canales de la electroestimulación a los electrodos ya pegados en el sujeto y procedemos a repetir las pruebas mencionadas anteriormente. Esta vez se llevan a cabo con el estímulo de fuerza que genere solamente la electroestimulación y sin que el paciente colabore voluntariamente.

Una vez hecho esto, se repetirán los mismos tests, pero esta vez con electroestimulación junto con contracción voluntaria muscular por parte del sujeto.

Es importante especificar que durante los test con electroestimulación se hará sincronizar la misma con los tiempos de contracción y descanso durante sólo el desarrollo de los test isométricos. En las pruebas isocinéticas se mantendrá la electroestimulación durante todo el desarrollo. Además, no se darán comandos verbales como “fuerte, fuerte” “sigue” o “vamos”, entre otros, sino que se dará un comando único de “fuerte” al inicio de cada contracción. Por último, el descanso entre cada test constará de 1 minuto para no inducir en fatiga (38).

La extracción de las variables se realizará a la finalización de cada test, mediante una impresión fotográfica para posteriormente exportar manualmente los datos en una tabla Excel que se abrirá directamente en el SPSS para la realización del análisis estadístico.

9.7 CRONOGRAMA

En primer lugar, se envía un documento (Cinv-17) con la propuesta de TFM al tutor y al comité

de Comisión de Investigación de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios y el Comité de Ética Clínica que cuenta con la aprobación: C.P.-C-I- 15/416-E de 1 de septiembre de 2015 (Anexo 1). Tras obtener la aprobación por parte de dichas entidades se comienza la fase de preparación de un posterior documento que plasma más detalladamente la propuesta y metodología del trabajo de fin de Máster (Cinv-18).

Una vez confirmado que la propuesta descrita en el modelo Cinv-18 ha sido aprobada por la comisión de investigación de la EUEF San “Juan de Dios”, se comienza con la realización de este. En Enero de 2020, se realiza un seminario práctico que servirá para evaluar el suficiente manejo y conocimientos sobre el uso de la herramienta biomecánica seleccionada para el proyecto trabajo. Ese mismo día, se obtiene la autorización para el uso del laboratorio y por tanto para comenzar las pruebas en la muestra de estudio.

Reiniciado el máster se comienza a en el mes de Octubre a promocionar el estudio dentro de la escuela de enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios y en este mismo mes se realiza la toma de mediciones.

Una vez reclutada la muestra dará comienzo la fase de medición, para ello se citarán los sujetos de estudio con el investigador en el laboratorio de biomecánica de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios de Ciempozuelos (Madrid). En primer lugar, se le entregará al paciente la hoja de información (Anexo 2) y consentimiento informado (Anexo 3), y se aclarará cualquier duda que pueda tener el sujeto previo a comenzar con la medición. Se realizará un protocolo de brazos cruzados para evitar sesgos en los resultados debido a la posible adaptación a la máquina de los participantes.

Una vez concluida la fase de mediciones, se comienza con la fase de análisis e interpretación de los resultados que precederá a la fase de discusión y extracción de conclusiones del trabajo.

Tabla 5. Resumen cronograma de actividades

ACTIVIDAD	2019	2020	COVID19	2020
	Octubre Noviembre Diciembre	Enero Febrero		Septiembre Octubre Noviembre

				Diciembre
Propuesta de estudio Tutor	X			
Elaboración Cinv-17	X			
Aprobación Cinv-17	X			
Redacción de Procedimiento de estudio, documento Cinv-18	X			
Aprobación Cinv-18		X		
Autorización uso laboratorio		X		
Inicio de mediciones				X
Análisis de los datos obtenidos				X
Elaboración de los Resultados				X
Discusión de los resultados				X

9.8 RECOGIDA Y ANALISIS DE DATOS

Para la recogida de datos se realiza una tabla con código alfanumérico en la que se introducirán todos los valores de las variables que se analizarán en el estudio (Anexo 4.)

El análisis de datos se lleva a cabo introduciendo todos los valores obtenidos en el software estadístico SPSS Statistics 26.0 para Windows; para posteriormente, aplicar un Anova factorial de medidas repetidas.

En primer lugar, se realiza un análisis estadístico descriptivo tanto de la población que conforma finalmente la muestra del estudio como de los valores de fuerza obtenidos.

Seguidamente se analiza la normalidad de los valores de la muestra a partir de la prueba estadística de Shapiro-Wilk, ya que nuestra muestra es inferior a 30 sujetos.

- Si el valor p es superior a 0,05 los datos serán paramétricos, es decir, tendrán una distribución que cumple con la normalidad.
- Si el valor p es inferior a 0,05 hace referencia a una falta de normalidad en la muestra de estudio.

Sin embargo, el consenso científico establece que los estudios con muestras inferiores a 30 sujetos se toman todas las variables como no paramétricas, por lo que para analizar la significación estadística de las variables aplicaremos la Prueba de Friedman.

Seguidamente, si existen significancias estadísticas en la prueba anterior, se aplicará un ANOVA factorial de medidas repetidas, para establecer entre que variables existen las diferencias. Es imprescindible para desarrollar dicha prueba haber comprobado la normalidad y la esfericidad, por lo que previamente a esta prueba se verifica dicho requisito mediante la Prueba de esfericidad de Mauchly; en el caso de que no se asuma la esfericidad se aplicará una aproximación univariada utilizando Greenhouse-Geisser.

Las hipótesis conceptuales son las siguientes para cada variable:

- **La fuerza máxima isométrica** es mayor con la combinación de CV+ELECTRO frente a sólo la aplicación de ELECTRO o CV únicamente.
- **La fuerza máxima isocinética** es mayor con la combinación de CV+ELECTRO frente a sólo la aplicación de ELECTRO o CV únicamente.
- **La fuerza media isométrica** es mayor con la combinación de CV+ELECTRO frente a sólo la aplicación de ELECTRO o CV únicamente.

9.9 CONSIDERACIONES ÉTICAS

Este proyecto cuenta con el informe favorable de la Comisión de Investigación de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios y el Comité de Ética Clínica que cuenta con la aprobación: C.P.-C-I- 15/416-E de 1 de septiembre de 2015 (Anexo 1)

Es importante recalcar que, previo a realizar cualquier actividad, los pacientes son informados de todos los procedimientos que se van a realizar a partir de una hoja de información (Anexo 2). Tras tener claro todo el proceso, si el sujeto accede a realizar el estudio se le entrega una hoja de consentimiento informado (Anexo 3) donde dará su aprobación para comenzar a realizarle las mediciones.

Todos los datos recogidos en este estudio irán asociados a un código alfanumérico de tal manera que se cumplirán la Ley Orgánica 15/1999, de 13 diciembre de protección de datos de carácter personal (LOPD). Así como los principios éticos que se encuentran recogidos en la declaración de Helsinki. cumplirán la Ley Orgánica 15/1999, de 13 diciembre de protección de datos de carácter personal (LOPD).

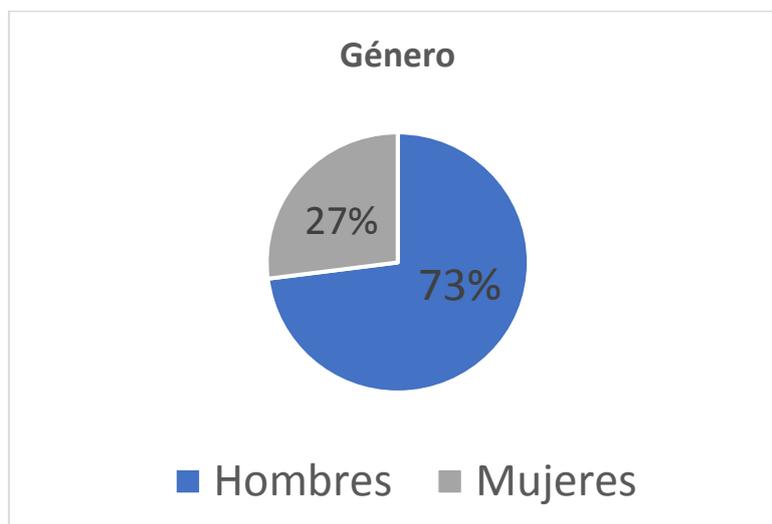
10. RESULTADOS

Se llevó a cabo un estudio piloto cuantitativo cuasi-experimental de carácter transversal con un total de 12 sujetos. En el cual se ha dado la pérdida de uno de los mismos, por lo que finalmente se analizan los resultados de 11 de los participantes.

10.1 TABLA CARACTERÍSTICA BASALES DE LA POBLACIÓN AL INICIO

La muestra final se compuso por 8 varones y 3 mujeres, sumando un total de 11 sujetos de estudio. Porcentualmente corresponde a 73% hombres y el 27% restante a mujeres (ver tabla 6).

Tabla 6. Gráfica resumen distribución de género de la muestra



La edad media de los participantes es de 24,36 ($\pm 3,32$), como podemos observar en la siguiente Tabla 7.

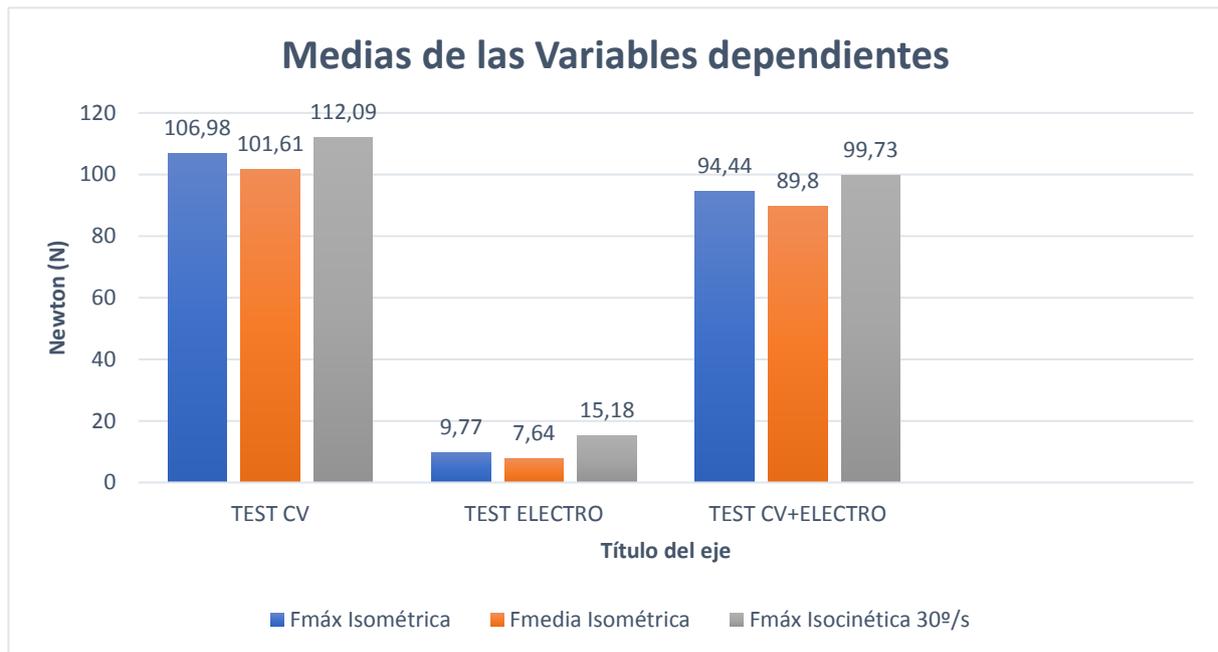
Tabla 7. Estadísticos descriptivos edad

Estadísticos descriptivos					
	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Desviación
Edad	11	20	31	24,36	3,325

10.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO

A continuación, se realizó un análisis descriptivo (Anexo 5) de las variables dependientes del estudio de donde se extrajo la siguiente información: (Ver tabla 8). El valor medio más alto de las tres variables dependientes se obtuvo, en ambas tres, durante la realización de los respectivos tests con sólo contracción voluntaria del sujeto.

Tabla 8. Resumen Medias de las Variables Dependientes.



Todos los test realizados con solamente contracción voluntaria de la musculatura del cuádriceps, y por tanto, con ausencia de electroestimulación sobre el mismo, han alcanzado mejores resultados en cuanto a las variables dependientes se refiere. Llegando a establecer una diferencia de **12,5** puntos en el caso de la fuerza máxima isométrica, **11,8** en el caso de la fuerza media y **12,36** en la isocinética en comparación con la terapia combinada (CV+ELECTRO).

10.3 ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL

Se realizó en primer lugar un test de Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk para comprobar la normalidad o no de las variables dependientes. Al ser la muestra del estudio < 30 , se comprueba la normalidad mediante la prueba de Shapiro-Wilk. (Ver tabla 9)

Tabla 9. Resumen Pruebas de Normalidad Variables Dependientes

	Pruebas de normalidad					
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Fmáx isométrica CV	,233	11	,099	,891	11	,144
Fmedia isométrica CV	,135	11	,200*	,954	11	,701
Fmáx isocinética 30%/s CV	,113	11	,200*	,985	11	,989
Fmáx isométrica Electro	,303	11	,006	,770	11	,004
Fmedia isométrica Electro	,307	11	,005	,845	11	,037
Fmáx isocinética 30%/s Electro	,177	11	,200*	,926	11	,370
Fmáx isométrica CV+Electro	,159	11	,200*	,960	11	,776
Fmedia Isométrica CV+Electro	,167	11	,200*	,921	11	,331
Fmáx isocinética 30%/s CV+Electro	,169	11	,200*	,951	11	,660

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Se asume la normalidad de todas las variables de estudio al tener un valor $P > 0,05$ excepto en la fuerza máxima y media isométrica con ELECTRO. Sin embargo, asumimos que todas ellas son variables no paramétricas debido a la muestra inferior a 30 sujetos de nuestro estudio, lo que supone aplicar un análisis estadístico de tipo de variable cuantitativa en más de dos muestras dependientes con característica de distribución no normal. Para ello, se realizó el tipo de test estadístico; Prueba de Friedman.

Primeramente, se analizó estadísticamente la variable dependiente de **fuerza máxima isométrica** comparando los grupos de CV frente a ELECTRO y CV+ELECTRO, aplicando la prueba de Friedman.

Tabla 10. Prueba de Friedman para variable Fuerza Máxima Isométrica.

N	11
Chi-cuadrado	18,727
gl	2
Sig. asintótica	,000

a. Prueba de Friedman

De esta prueba se extrajo que sí hay significación asintótica $P < 0,05$, lo que implica que hay diferencias estadísticamente significativas entre las variables de fuerza máxima isométrica de los grupos CV, ELECTRO y CV+ELECTRO. Para ver específicamente entre que variables hay diferencias se realizó una prueba de ANOVA factorial de medidas repetidas.

Para aplicar una prueba de ANOVA factorial de medidas repetidas se tienen que dar dos condiciones imprescindibles; que cumplan la normalidad y la esfericidad. El primer requisito se justifica con la prueba de Shapiro-Wilk y Prueba de Friedman realizadas anteriormente y el segundo se comprobará a continuación con la Prueba de esfericidad de Mauchly.

Se analiza la prueba de esfericidad de Mauchly (Ver tabla 11), que da información sobre la diferencia de varianza de medias.

Tabla 11. Prueba de Esfericidad de Mauchly Variable Fuerza máxima Isométrica.

Efecto intra-sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Greenhouse-Geisser	Épsilon ^b Huynh-Feldt	Límite inferior
Tipo_de_Contraccion	,504	6,161	2	,046	,669	,734	,500

Prueba la hipótesis nula de que la matriz de covarianzas de error de las variables dependientes con transformación ortonormalizada es proporcional a una matriz de identidad.

a. Diseño : Intersección

Diseño intra-sujetos: Tipo_de_Contraccion

b. Se puede utilizar para ajustar los grados de libertad para las pruebas promedio de significación. Las pruebas corregidas se visualizan en la tabla de pruebas de efectos intra-sujetos.

En el caso de los valores de fuerza obtenidos en el estudio en relación a la fuerza máxima isométrica de los diferentes grupos de comparación (CV, ELECTRO Y CV+ELECTRO) refleja que las varianzas de las diferencias de medias no son similares entre sí, al tener un valor de $P = 0,046$ y por lo tanto, ser $P < 0,05$. Lo que supone que no se asume la esfericidad.

Al no asumirse la esfericidad se realiza una aproximación univariada. Ésta consiste en calcular el coeficiente ϵ , que es un factor de ajuste de la fórmula ANOVA. Para ello lo calcularemos mediante el método Greenhouse-Geisser (Ver tabla 12).

Como se aprecia en la tabla la significación de Greenhouse-Geisser, tiene un valor $P < 0,05$, lo que supone que entre las variables si hay diferencias estadísticamente significativas.

Tabla 12. Prueba Greenhouse-Geisser para Fuerza Máxima Isométrica

Pruebas de efectos intra-sujetos

Medida: Contaccion_isometrica_maxima

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tipo_de_Contraccion	Esfericidad asumida	61512,875	2	30756,437	127,256	,000
	Greenhouse-Geisser	61512,875	1,337	46002,400	127,256	,000
	Huynh-Feldt	61512,875	1,467	41929,561	127,256	,000
	Límite inferior	61512,875	1,000	61512,875	127,256	,000
Error(Tipo_de_Contraccion)	Esfericidad asumida	4833,805	20	241,690		
	Greenhouse-Geisser	4833,805	13,372	361,496		
	Huynh-Feldt	4833,805	14,671	329,491		
	Límite inferior	4833,805	10,000	483,381		

Finalmente se realizan comparaciones por parejas (Ver tabla 14). Se encuentran diferencias estadísticamente significativas de valores de fuerza entre la fuerza máxima isométrica con Electro en comparación con las fuerzas máximas isométricas con CV y con la combinación CV+ELECTRO. El valor de ambos casos es de $P < 0,05$ en ambos casos.

Tabla 13. Factores Intra- Sujetos Fuerza Máxima Isométrica

Factores intra-sujetos

Medida: Contaccion isométrica máxima

Tipo_de_Contraccion	Variable dependiente
1	Fmáx isométrica CV
2	Fmáx isométrica Electro
3	Fmáx isométrica CVElectro

Tabla 14. Comparaciones por parejas de la Variable Fuerza Máxima Isométrica

Comparaciones por parejas

Medida: Contaccion_isometrica_maxima

(I)	(J)	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig. ^b	95% de intervalo de confianza para diferencia ^b	
					Límite inferior	Límite superior
1	2	97,209*	8,653	,000	72,376	122,043
	3	12,536	5,256	,115	-2,548	27,621
2	1	-97,209*	8,653	,000	-122,043	-72,376
	3	-84,673*	5,417	,000	-100,219	-69,127
3	1	-12,536	5,256	,115	-27,621	2,548
	2	84,673*	5,417	,000	69,127	100,219

Se basa en medias marginales estimadas

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel ,05.

b. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

En segundo lugar, se analizó estadísticamente la **fuerza máxima isocinética a 30°/s** comparando los grupos de CV frente a ELECTRO y CV+ELECTRO, donde se aplicó el mismo procedimiento estadístico que en el análisis anterior.

Realizamos la prueba de Friedman (Ver tabla 15). También existe significación asintótica $P < 0,05$, lo que implica que también haya diferencias estadísticamente significativas entre las variables de fuerza máxima isocinética de los grupos CV, ELECTRO y CV+ELECT

Tabla 15. Prueba de Friedman para variable Fuerza Máxima Isocinética a 30°/s

Estadísticos de prueba ^a	
N	11
Chi-cuadrado	19,860
gl	2
Sig. asintótica	,000

a. Prueba de Friedman

Se comprueba que se cumpla también el requisito de la esfericidad mediante la prueba de esfericidad de Mauchly (Ver tabla 16), previamente a aplicar una prueba de ANOVA factorial de medidas repetidas. Analizando la prueba, se observa que en los valores de fuerza obtenidos en el estudio en relación a la fuerza máxima isocinética de los diferentes grupos de comparación (CV, ELECTRO Y CV+ELECTRO) las varianzas de las diferencias de medias no son similares entre sí, al tener un valor de $P = 0,037$ y por lo tanto, ser $P < 0,05$. Por lo que no se asume la esfericidad.

Tabla 16. Prueba de esfericidad de Mauchly para variable Fuerza Máxima Isocinética a 30°/s.

Prueba de esfericidad de Mauchly^a

Medida: Contaccion_isocinetica_maxima

Efecto intra-sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon ^b		Límite inferior
					Greenhouse -Geisser	Huynh-Feldt	
Tipo_de_Contraccion	,480	6,601	2	,037	,658	,718	,500

Prueba la hipótesis nula de que la matriz de covarianzas de error de las variables dependientes con transformación ortonormalizada es proporcional a una matriz de identidad.

a. Diseño : Intersección

Diseño intra-sujetos: Tipo_de_Contraccion

b. Se puede utilizar para ajustar los grados de libertad para las pruebas promedio de significación. Las pruebas corregidas se visualizan en la tabla de pruebas de efectos intra-sujetos.

Al no asumirse la esfericidad se realiza una aproximación univariada. Para ello calculamos el coeficiente de épsilon mediante el método Greenhouse-Geisser (Ver tabla 17). Como se aprecia en la tabla la significación de Greenhouse-Geisser, tiene un valor $P < 0,05$, lo que supone que entre las variables si hay diferencias estadísticamente significativas

Tabla 17. Prueba de Greenhouse-Geisser para variable Fuerza Máxima Isocinética a 30%/s.

Pruebas de efectos intra-sujetos

Medida: Contaccion_isocinetica_maxima

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tipo_de_Contraccion	Esfericidad asumida	61204,606	2	30602,303	145,608	,000
	Greenhouse-Geisser	61204,606	1,316	46507,213	145,608	,000
	Huynh-Feldt	61204,606	1,437	42600,843	145,608	,000
	Límite inferior	61204,606	1,000	61204,606	145,608	,000
Error(Tipo_de_Contraccion)	Esfericidad asumida	4203,394	20	210,170		
	Greenhouse-Geisser	4203,394	13,160	319,401		
	Huynh-Feldt	4203,394	14,367	292,573		
	Límite inferior	4203,394	10,000	420,339		

Finalmente se realizan comparaciones por parejas (Ver tabla 18). Se encuentran diferencias estadísticamente significativas de valores de fuerza entre todas las comparaciones. El valor en todos los casos es de $P < 0,05$, lo que evidencia que la aplicación de la Electro afecta en la fuerza máxima isocinética a 30%/s.

Tabla 18. Factores intra-sujetos para variable Fuerza Máxima Isocinética a 30%/s

Factores intra-sujetos

Medida: Contaccion_isocinetica_maxima

Tipo_de_Contraccion	Variable dependiente
1	Fmáxisocinética 30%CV
2	Fmáxisocinética 30%Electro
3	Fmáxisocinética 30%CVElectro

Tabla 19. Comparaciones por parejas para variable Fuerza Máxima Isocinética a 30%/s

Comparaciones por parejas

Medida: Contaccion_isocinetica_maxima

(I)	(J)	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig. ^b	95% de intervalo de confianza para diferencia ^b	
					Límite inferior	Límite superior
1	2	96,909*	6,671	,000	77,763	116,055
	3	12,364*	3,441	,015	2,487	22,240
2	1	-96,909*	6,671	,000	-116,055	-77,763
	3	-84,545*	7,635	,000	-106,459	-62,632
3	1	-12,364*	3,441	,015	-22,240	-2,487
	2	84,545*	7,635	,000	62,632	106,459

Se basa en medias marginales estimadas

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel ,05.

b. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

En tercer lugar y para finalizar el análisis estadístico inferencial de las variables dependientes del estudio; se estudió estadísticamente la **fuerza media isométrica** comparando los grupos de CV frente a ELECTRO y CV+ELECTRO. Siguiendo el mismo procedimiento descrito hasta el momento.

Se aplica la prueba de Friedman (Ver tabla 20). Que evidencia que sí hay diferencias estadísticamente significativas entre las variables de fuerza media isométrica de los grupos CV, ELECTRO y CV+ELECTRO, $P < 0,05$.

Tabla 20. Prueba de Friedad para la variable de Fuerza Media Isométrica.

Estadísticos de prueba ^a	
N	11
Chi-cuadrado	18,727
gl	2
Sig. asintótica	,000

a. Prueba de Friedman

Se hace una prueba de ANOVA factorial de medidas repetidas. Para aplicar una prueba de

ANOVA factorial de medidas repetidas se tienen que dar dos condiciones imprescindibles; que cumplan la normalidad y la esfericidad. El primer requisito se justifica con la prueba de Shapiro-Wilk y Prueba de Friedman realizadas anteriormente y el segundo se comprobará a continuación con la Prueba de esfericidad de Mauchly (Ver tabla 21).

Tabla 21. Prueba de esfericidad de Mauchly para variable Fuerza Media Isométrica.

Prueba de esfericidad de Mauchly^a

Medida: Contaccion_isométrica_media

Efecto intra-sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon ^b		Límite inferior
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	
Tipo_de_Contraccion	,745	2,648	2	,266	,797	,924	,500

Prueba la hipótesis nula de que la matriz de covarianzas de error de las variables dependientes con transformación ortonormalizada es proporcional a una matriz de identidad.

a. Diseño : Intersección

Diseño intra-sujetos: Tipo_de_Contraccion

b. Se puede utilizar para ajustar los grados de libertad para las pruebas promedio de significación. Las pruebas corregidas se visualizan en la tabla de pruebas de efectos intra-sujetos.

En el caso de los valores de fuerza obtenidos en el estudio en relación a la fuerza media isométrica de los diferentes grupos de comparación (CV, ELECTRO Y CV+ELECTRO) refleja que las varianzas de las diferencias de medias son similares entre sí, al tener un valor de $P=0,266$ y por lo tanto, $P > 0,05$. Por lo que si se asume la esfericidad.

Se realizan comparaciones por parejas (Ver tabla 23). Se encuentran diferencias estadísticamente significativas de valores de fuerza entre la fuerza media isométrica con Electro en comparación con las fuerzas media isométricas con CV y con la combinación CV+ELECTRO. El valor de ambos casos es de $P < 0,05$ en ambos casos.

Tabla 22. Factores Intra-sujetos para variable Fuerza Media Isométrica.

Factores intra-sujetos

Medida: Contaccion_isométrica_media

Tipo_de_Contraccion	Variable dependiente
1	FmediaisométricaCV

2	Fmediaisométric aElectro
3	Fmedialsométric aCVElectro

Tabla 23. Comparaciones por parejas para la variable Fuerza Media Isométrica.

Comparaciones por parejas

Medida: Contaccion_isométrica_media

(I) Tipo_de_Contraccion	(J) Tipo_de_Contraccion	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig. ^b	95% de intervalo de confianza para diferencia ^b	
					Límite inferior	Límite superior
1	2	93,973*	6,968	,000	73,974	113,972
	3	11,818	5,111	,130	-2,852	26,488
2	1	-93,973*	6,968	,000	-113,972	-73,974
	3	-82,155*	4,733	,000	-95,738	-68,571
3	1	-11,818	5,111	,130	-26,488	2,852
	2	82,155*	4,733	,000	68,571	95,738

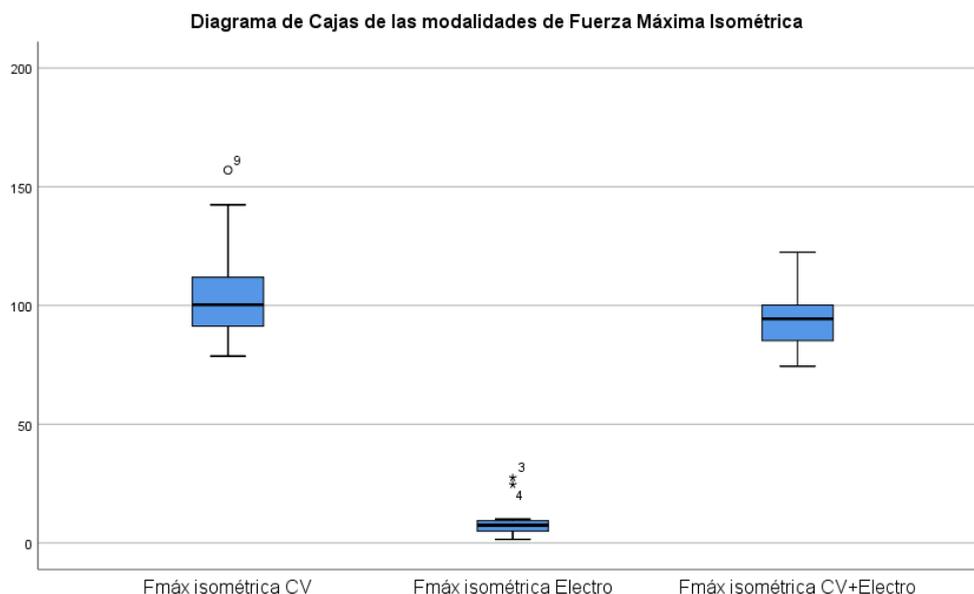
Se basa en medias marginales estimadas

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel ,05.

b. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

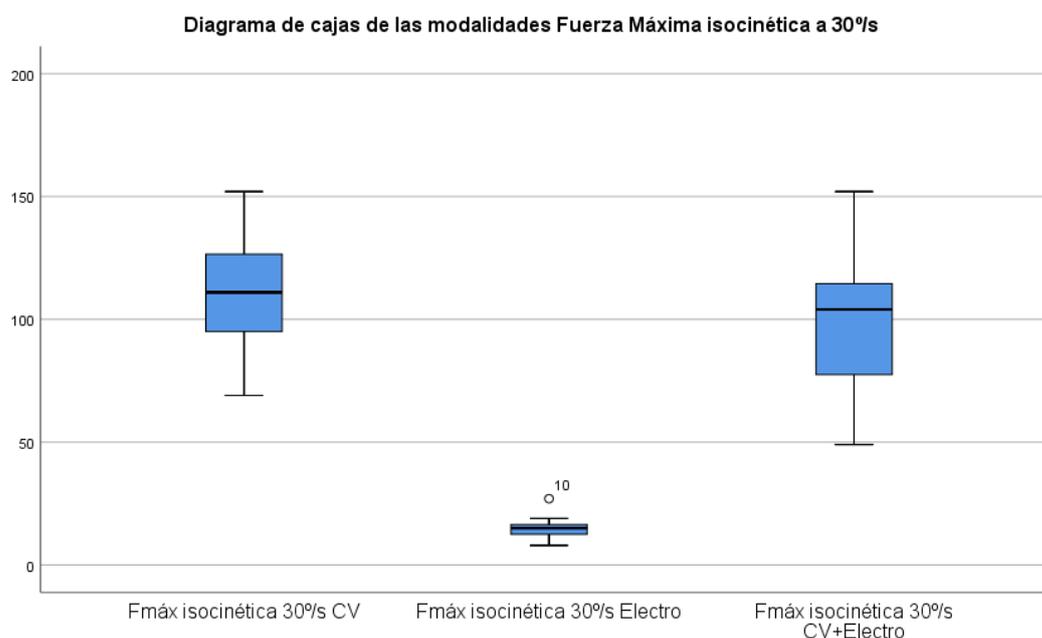
Para sintetizar toda la información aportada en la descripción del proceso de análisis estadístico sobre los resultados del estudio, se aportan los correspondientes diagramas de cajas de las variables del mismo; fuerza máxima isométrica, fuerza máxima isocinética y fuerza media isométrica (Ver tablas 24, 25, 26).

Tabla 24. Diagrama de cajas de las modalidades de Fuerza Máxima Isométrica a 45° de rodilla



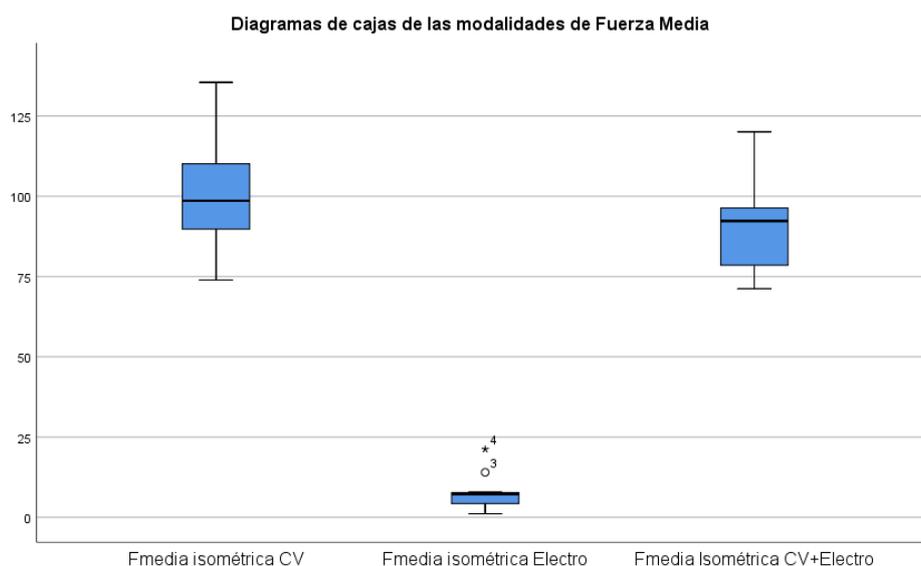
Sólo se demostraron diferencias estadísticamente significativas de la modalidad de fuerza máxima isométrica con Electro en comparación con las fuerzas máximas isométricas con CV y con la combinación CV+ELECTRO. Esto evidencia que, por un lado, la sola aplicación de EENM alcanza valores muy inferiores al resto de modalidades y que, además, no se ha encontrado evidencia de que la terapia combinada (CV+ELECTRO) sea más efectiva que el resto de las modalidades, sino que, los datos obtenidos son menores en comparación con la modalidad que no existía aplicación de EENM.

Tabla 25. Diagrama de cajas de las modalidades de Fuerza Máxima Isocinética a 30°/s



El análisis estadístico de variable dependiente fuerza máxima isocinética a 30°, ha evidenciado que existe una tendencia a la disminución de la fuerza máxima isocinética a 30°/s estadísticamente significativa tras la aplicación de ELECTRO, sea bien sola o aplicada en superposición con un trabajo contractil de musculatura cuadricepsital.

Tabla 26. Diagrama de cajas de las modalidades de Fuerza Media



Al igual que con los resultados de la fuerza máxima isométrica, el análisis estadístico de la variable dependiente fuerza media ha demostrado que sólo hay evidencias estadísticamente significativas de la modalidad de ELECTRO en comparación con la modalidad CV y con la combinación CV+ELECTRO. En esta variable la aplicación de ENMS tampoco consigue mejores resultados en comparación con el trabajo contráctil voluntario.

10.4 TABLA RESUMEN DE RESULTADOS

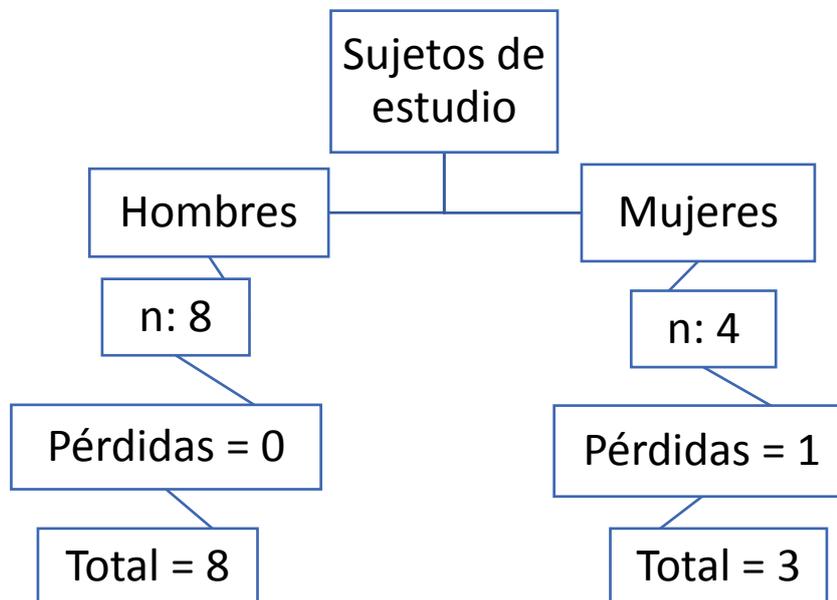
Tabla 27. Resumen Resultados

TABLA RESUMEN DE RESULTADOS	
Diferencias estadísticamente significativas	<ul style="list-style-type: none"> • Fuerza máxima isométrica con Electro en comparación con las fuerzas máximas isométricas con CV y con la combinación CV+ELECTRO. • Fuerza máxima isocinética a 30°/s entre todas las

	<p>combinaciones.</p> <ul style="list-style-type: none"> Fuera media isométrica con Electro en comparación con las fuerzas media isométricas con CV y con la combinación CV+ELECTRO
No Diferencias estadísticamente significativas	<ul style="list-style-type: none"> Fuerza máxima isométrica entre CV y CV+ELECTRO Fuerza media isométrica entre CV y CV+ELECTRO.

10.5 DIAGRAMA DE FLUJO RELATIVA A LA POBLACIÓN DESDE EL RECLUTAMIENTO HASTA EL FINAL DEL ANÁLISIS

Se realiza un diagrama de flujo en el que se puede ver cómo ha estado compuesta la población de estudio.



11.DISCUSIÓN

La electroestimulación por sí sola no ha aportado datos relevantes en cuanto a los niveles de fuerza máxima isométrica, isocinética y fuerza media, siendo estos muy inferiores a los obtenidos con CV y CV+ELECTRO. Este descubrimiento, ya había sido evidenciado por autores como Paillard et al. (13) y Gomes da Silva et al. (30) al afirmar ambos que, en sujetos sanos generalmente el trabajo de ejercicio voluntario presenta ganancias de fuerza en la musculatura más altas en comparación con las que han sido entrenadas con sólo electroestimulación (13,30). Sin embargo, en estudios previos hechos en sujetos lesionados, la utilización única de electroestimulación si evidenció mayor ganancia de fuerza que la contracción voluntaria, mostrándose más eficaz cuando no es posible mantener una contracción voluntaria efectiva por el sujeto (39,40).

Además, se evidenció, que la técnica combinada CV+ELECTRO no es mejor ni más efectiva para la ganancia de fuerza máxima isométrica, fuerza media y fuerza isocinética que la simple contracción voluntaria del sujeto. Este hallazgo concuerda con estudios previos, como el de Herrero et al., Paillard et al.(31,41), donde se demostró 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, pliométrica o una situación de desentrenamiento.

Se cree que las ganancias de fuerza inducidas por la terapia combinada son menos específicas que las inducidas por la CV, aunque se ha demostrado, según Pichon et al. (42), que si la EENM se combina a su vez con entrenamiento CV mediante prácticas deportivas que impliquen acciones musculares dinámicas se puede llegar a aumentar la intensidad de fuerza máxima isométrica (13,42).

Además, autores como Pichon et al.(42) Maffiuletti et al.(24) y Babault et al.(43) demostraron que tras aplicar sus respectivos protocolos de entrenamiento con terapia combinada CV+ELECTRO en deportes como natación, baloncesto y rugby con una duración mínima de 3 semana de intervención, sí se obtienen mejoras en la ganancia de la fuerza durante la contracción isocinética (concéntrica) a velocidades altas (120, 180, 240, 300 y 360°/s). Es por tanto, que la evidencia científica defiende que el entrenamiento isocinético a velocidades altas combinado con EENM induce mayores adaptaciones de fuerza que la de los métodos de

entrenamiento practicados solos, poniendo de manifiesto que las adaptaciones neuromusculares inducidas por la terapia combinada podrían generar mejoras en el rendimiento motor en el deporte (13,42,44). En la investigación propuesta en este trabajo, se mide la contracción isocinética a velocidad baja, 30°/s y puede ser este motivo, junto con la ausencia de intervención mantenida en el tiempo que los resultados que se extraen del mismo difieran con los datos expuestos por los anteriores trabajos citados.

Basándonos en lo anteriormente comentado podemos afirmar que los resultados del estudio se sostienen con la evidencia actual. La EENM por si sola no es más efectiva para ganar fuerza en sujetos sanos y que parece, según los estudios de (13, 42, 44) investigación previos y los datos extraídos de este trabajo, que es imprescindible combinarla con contracción voluntaria muscular en acciones de contracción muscular en dinámico, hecho que no se ha aplicado en nuestro protocolo de trabajo. Hay que tener en cuenta, que no existen estudios similares a la investigación que se presenta en este trabajo, por lo que se abre, una nueva línea de investigación para futuros estudios, necesaria para profundizar en las repercusiones fisiológicas y clínicas de la aplicación de la terapia combinada CV+ELECTRO durante un trabajo muscular en estático.

Por otra parte, es necesario hablar sobre los parámetros seleccionados de la EENM en el estudio, para clarificar los hallazgos del mismo. En cuanto al ancho de pulso en el estudio fue de 400 microsegundos, dato que concuerda con lo que sugiere la evidencia científica, pues estudios recientes como el de Giroux et al. (45) demostró que la EENM necesita una duración de pulso superior a 200microsegundos para garantizar una fuerza máxima en todos los individuos. La intensidad se estableció siguiendo la regla de la intensidad máxima tolerada por el sujetos mismo método que utilizaron autores como Delitto et al, Paillard et al, Maffiuletti et al y Herrero et al (14,22,24,29). Finalmente, la frecuencia seleccionada fue de 50Hz, misma utilizada por autores como Dantes et al. (46) cuyo estudio tampoco encontró ningún beneficio en la ganancia de fuerza con la combinación de la EENM con CV al compararlo con la aplicación de EENM aislada. Sin embargo, en otros trabajos de investigación, donde se utilizaron frecuencias mayores >50 Hz, si se observaron mejoras en la fuerza con la aplicación combinada de EENM (24,25,42,43).

Puede ser este, otro de los motivo, por los cuales no se obtuvieron mejoras en la ganancia de fuerza con la terapia combinada CV+ELECTRO, ya que la gran variabilidad a la que involucra

a los parámetros de las corrientes estimulante; dificulta conocer con certeza qué valores deben tener los mismos para conseguir la máxima eficacia, así como cuáles son sus principales efectos sobre las cualidades físicas, más teniendo en cuenta que cada persona tiene un comportamiento fisiológico y que responde de manera diferente a los mismos parámetros. Por lo tanto, se plantea una segunda nueva línea de investigación para esclarecer y cuantificar qué parámetros son los adecuados para que la terapia combinada de CV+ELECTRO consiga mejores ganancias de fuerza durante contracción muscular en acción estática.

12.LIMITACIONES

A la hora de realizar el estudio se han encontrado las siguientes limitaciones:

- Limitación para encontrar sujetos que participasen en el estudio provocado por la pandemia COVID19.
- Limitación del tamaño muestral.
- Limitación de escasez de mujeres que participasen en el estudio, debido a la escasez de la muestra.
- Limitación del tiempo para la elaboración del trabajo, al tener una fecha de entrega preestablecida, lo que ha impedido aumentar la muestra y ampliar las búsquedas bibliográficas.
- Limitación para encontrar estudios similares que permitiesen contrastar los resultados expuestos y obtenidos en el estudio.

13.CONCLUSIONES

En conclusión, los resultados que se han obtenidos en el trabajo de investigación permiten afirmar que existen diferencias estadísticamente significativas entre:

- Fuerza máxima isométrica con Electro en comparación con las fuerzas máximas isométricas con CV y con la combinación CV+ELECTRO.
- Fuerza máxima isocinética a 30°/s entre todas las combinaciones de las modalidades.
- Fuerza media isométrica con Electro en comparación con las fuerzas media isométricas con CV y con la combinación CV+ELECTRO.

Estos hallazgos evidencian que la aplicación de electroestimulación sola y combinada no aumenta la fuerza isométrica, isocinética a 30°/s y fuerza media ante una contracción voluntaria y que este suceso se hace más relevante durante una contracción máxima isocinética a 30°/s de la musculatura cuádriceps.

14.REFERENCIAS

- (1) Institute of Electrical and Electronics Engineers. The IEEE Standard Dictionary of Electrical and Electronics Terms, . 6th ed. New York, NY: Institute of Electrical and Electronics Engineers: Standards Coordinating Committee 10, Terms and Definitions, Jane Radatz, (chair); 1997.
- (2) Tiktinsky R, Chen L, Narayan P. Electrotherapy: yesterday, today and tomorrow. *Haemophilia : the official journal of the World Federation of Hemophilia* 2010 Jul;16:126-131.
- (3) Nussbaum EL, Houghton P, Anthony J, Rennie S, Shay BL, Hoens AM. Neuromuscular Electrical Stimulation for Treatment of Muscle Impairment: Critical Review and Recommendations for Clinical Practice. *Physiother Can* 2017;69(5):1-76.
- (4) Martínez-López EJ. Efecto del entrenamiento combinado de pliometría y electroestimulación en salto vertical. (Effect of combined plyometric and electrostimulation training on vertical jump). *Revista Internacional de Ciencias del Deporte* 2010 Oct 1,.
- (5) Esteve V, Carneiro J, Moreno F, Fulquet M, Garriga S, Pou M, et al. Efecto de la electroestimulación neuromuscular sobre la fuerza muscular, capacidad funcional y composición corporal en los pacientes en hemodiálisis. *Nefrología* 2017 Jan;37(1):68-77.
- (6) Henneman E, Somjen G, Carpenter DO. FUNCTIONAL SIGNIFICANCE OF CELL SIZE IN SPINAL MOTONEURONS. *Journal of neurophysiology* 1965;28(3):560-580.
- (7) Hainaut K DJ. Neuromuscular electrical stimulation and voluntary contraction. *Sport Med* 1992;14(2):100-13.
- (8) Stratton K FP. Electrically and hybrid-induced muscle activations: effects of muscle size and fiber type. *Eur J Transl Myol* 2016;26(3):249–54.
- (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) Benito Martínez, E. Electroestimulación. Aumento de la fuerza muscular medida por el test de Bosco. *Fisioter calid vida*. 2008;11(1):27-33.
- (12) Cámara Serrano MA, Pardos Sevilla AI. Revisión de los beneficios físicos de la electroestimulación integral. *Apunts: Educación Física y Deportes* 2016 Mar 1,;1(123):28-33.
- (13) Paillard T. Combined application of neuromuscular electrical stimulation and voluntary muscular contractions. *Sports Med* 2008;38(2):161-177.
- (14) Delitto A, Rose SJ, McKowen JM, et al. Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature. *Phys Ther* 1988;68:660-663.
- (15) Bax L, Staes F, Verhagen A. Does Neuromuscular Electrical Stimulation Strengthen the Quadriceps Femoris? *Sports medicine (Auckland)* 2005;35(3):191-212.
- (16) Millet GY, Martin V, Martin A, Vergès S. Electrical stimulation for testing neuromuscular function: from sport to pathology. *Eur J Appl Physiol* 2011 Oct;111(10):2489-2500.
- (17) 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 Oct;111(10):2391-2397.
- (18) Hortobágyi T, Maffiuletti NA. Neural adaptations to electrical stimulation strength training. *Eur J Appl Physiol* 2011 Oct;111(10):2439-2449.
- (19) Gulick DT, Castel JC, Palermo FX, Draper DO. Effect of Patterned Electrical Neuromuscular Stimulation on Vertical Jump in Collegiate Athletes. *Sports health* 2011 Mar;3(2):152-157.
- (20) 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.

- (21) Gobbo M, Maffiuletti NA, Orizio C, Minetto MA. Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use. *J Neuroeng Rehabil* 2014 Feb 25;11:17.
- (22) Paillard T, Noe F, Bernard N, Dupui P, Hazard C. Effects of two types of neuromuscular electrical stimulation training on vertical jump performance. *J Strength Cond Res* 2008 Jul;22(4):1273-1278.
- (23) Basas García, A. Análisis de los efectos de un protocolo de electroestimulación y ejercicios excéntricos, isométricos y concéntricos sobre el dolor y la funcionalidad en el tratamiento y readaptación de la tendinopatía rotuliana o rodilla del saltador Politécnica de Madrid; 2017.
- (24) Maffiuletti NA. The Effects of Electromyostimulation Training and Basketball Practice on Muscle Strength and Jumping Ability. *International Journal of Sports Medicine* 2000;21(6):437-443.
- (25) Maffiuletti NA, Dugnani S, Folz M, Di Pierno E, Mauro F. Effect of combined electrostimulation and plyometric training on vertical jump height. *Medicine and science in sports and exercise* 2002 Oct;34(10):1638-1644.
- (26) Veldman MP, Gondin J, Place N, Maffiuletti NA. Effects of Neuromuscular Electrical Stimulation Training on Endurance Performance. *Physiol.* 2016;7:1-5.
- (27) 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.
- (28) Deley G BN. 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.
- (29) Herrero J, Izquierdo M, Maffiuletti N, García-López J. Electromyostimulation and Plyometric Training Effects on Jumping and Sprint Time. *International journal of sports medicine* 2006 Jul;27(7):533-539.
- (30) Gomes da Silva, Claudia Ferreira, Lima e Silva, Felipe Xavier de, Vianna KB, Oliveira GdS, Vaz MA, Baroni BM. Eccentric training combined to neuromuscular electrical

stimulation is not superior to eccentric training alone for quadriceps strengthening in healthy subjects: a randomized controlled trial. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 2018 November 1,;22(6):502-511.

(31) Herrero AJ, Martín J, Martín T, Abadía O, Fernández B, García-López D. Short-term effect of plyometrics and strength training with and without superimposed electrical stimulation on muscle strength and anaerobic performance: A randomized controlled trial. Part II. *J Strength Cond Res* 2010 Jun;24(6):1616-1622.

(32) Wirtz N, Zinner C, Doermann U, Kleinoeder H, Mester J. Effects of Loaded Squat Exercise with and without Application of Superimposed EMS on Physical Performance. *J Sports Sci Med* 2016 Mar;15(1):26-33.

(33) Hauger A, Hauger A, Reiman M, Reiman M, Bjordal J, Bjordal J, et al. Neuromuscular electrical stimulation is effective in strengthening the quadriceps muscle after anterior cruciate ligament surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2018 Feb;26(2):399-410.

(34) Wright RW, Preston E, Fleming B, Amendola A, Andrish JT, Bergfeld JA, Dunn WR, Kaeding C, Kuhn JE, Marx RG, McCarty EC, Parker RC, Spindler KP, Wolcott M, Wolf BR, Williams GN. A systematic review of anterior cruciate ligament reconstruction rehabilitation: part II: open versus closed kinetic chain exercises, neuromuscular electrical stimulation, accelerated rehabilitation, and miscellaneous topics. *J Knee Surg* 2008;21(3):225-234.

(35) Basas García. A. Metodología de la electroestimulación en el deporte. *Fisioterapia* 2001 /01/01;23:36-47.

(36) Blanco Méndez, A. Análisis de los efectos de las compensaciones musculares en la variabilidad de los datos obtenidos en la dinamometría computerizada de la rotación de hombro. CEU- Cardenal Herrera; 2016.

(37) Kapandji I.A. Fisiología Articular. Tomo 2. 6th ed. Madrid: Panamericana; 2010.

(38) Pombo Fernández M, Rodríguez Barnada J, Brunet Pamies X, Requena Sánchez B. La Electroestimulación. Entrenamiento y periorización. Aplicación práctica al fútbol y 45 deportes. Barcelona: Paidotribo; 2004.

- (39) McMiken DF, Todd-Smith M, Thompson C. Strengthening of human quadriceps muscles by cutaneous electrical stimulation. *Scand J Rehabil Med* 1983;15(1):25-28.
- (40) Labanca L, Rocchi JE, Laudani L, Guitaldi R, Virgulti A, Mariani PP, et al. Neuromuscular Electrical Stimulation Superimposed on Movement Early after ACL Surgery. *Med Sci Sports Exerc* 2018 03;50(3):407-416.
- (41) Paillard T, Margnes E, Maitre J, Chaubet V, François Y, Jully JL, et al. Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction reduces deterioration of both postural control and quadriceps femoris muscle strength. *Neuroscience* 2010 Feb 17;165(4):1471-1475.
- (42) Pichon F, Chatard JC, Martin A, Cometti G. Electrical stimulation and swimming performance. *Med Sci Sports Exerc* 1995 Dec;27(12):1671-1676.
- (43) Babault N, Cometti G, Bernardin M, Pousson M, Chatard J. Effects of electromyostimulation training on muscle strength and power of elite rugby players. *J Strength Cond Res* 2007 May;21(2):431-437.
- (44) Brocherie F, Babault N, Cometti G, Maffiuletti N, Chatard J. Electrostimulation training effects on the physical performance of ice hockey players. *Med Sci Sports Exerc* 2005 Mar;37(3):455-460.
- (45) Place N, Millet GY Short vs. long pulses for testing knee extensor neuromuscular properties: does it matter? *Eur J Appl Physiol* 2017 /12/07;118(2):361-369.
- (46) Dantas LO, Vieira A, Siqueira AL, Salvini TF, Durigan JLQ. Comparison between the effects of 4 different electrical stimulation current waveforms on isometric knee extension torque and perceived discomfort in healthy women. *Muscle Nerve* 2015 Jan;51(1):76-82.

15.ANEXOS

Anexo 1.

CEIC Hospital Clínico San Carlos



Informe Dictamen Protocolo Favorable

C.P. - C.I. 15M16-E

11 de septiembre de 2015

CEIC Hospital Clínico San Carlos

Dra. Mar García Arenillas
Presidenta del CEIC Hospital Clínico San Carlos

CERTIFICA

Que el CEIC Hospital Clínico San Carlos en su reunión del día 09/09/2015, acta 9.1/15 ha evaluado la propuesta del promotor/investigador referida al estudio:

Título: "Variación de los datos biomecánicos del movimiento del cuerpo humano, por rangos de edad, sexo, actividad deportiva y características antropométricas, tras la aplicación de técnicas de fisioterapia deportiva".

Que en este estudio:

- o Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.
- o Es adecuado el procedimiento para obtener el consentimiento informado.
- o La capacidad del investigador y los medios disponibles son adecuados para llevar a cabo el estudio.
- o El alcance de las compensaciones económicas previstas no interfiere con el respeto de los postulados éticos.
- o Se cumplen los preceptos éticos formulados en la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica mundial sobre principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos y en sus posteriores revisiones, así como aquellos exigidos por la normativa legal aplicable en función de las características del estudio.

Es por ello que el Comité **informa favorablemente** sobre la realización de dicho proyecto por el **Dr. D. Néstor Pérez Mallada** como investigador.

Lo que firmo en Madrid, a 11 de septiembre de 2015



Dra. Mar García Arenillas
Presidenta del CEIC Hospital Clínico San Carlos

Anexo 2.

HOJA DE INFORMACIÓN AL SUJETO

A usted se le está invitando a participar en este estudio de investigación clínica. Antes de decidir si participa o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados. Antes de que usted acepte participar en este estudio, se le presenta este documento de nombre “Hoja de información a los sujetos de estudio” que tiene como objetivo comunicarle de los posibles riesgos y beneficios para que usted pueda tomar una decisión informada. Debe leerlo atentamente y consultar todas las dudas que se le planteen.

Datos del investigador

- Nombre y Apellidos: Bárbara María Cabadas Bermúdez
- Centros: Unidad de Investigación Clínica en Biomecánica y Fisioterapia de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia de San Juan de Dios.
- Dirección de contacto: Del Laboratorio de Biomecánica: Avenida de San Juan de Dios, 1 28350 Ciempozuelos (Madrid)
- Correo personal: bcabadasbermudez@gmail.com

Datos de la investigación:

“Efectividad de la electroestimulación en la ganancia de la fuerza del cuádriceps”

Criterios de inclusión:

- Sujetos sanos.
- Edad mínima de participación: 18 años.
- Edad máxima de participación: 65 años.

Criterios de exclusión:

- Ausencia de lesión del miembro inferior.
- No haber sufrido lesiones del miembro inferior que hayan requerido intervención quirúrgica en la zona anatómica de estudio en los últimos 6 meses.
- No sufrir de otro tipo de alteraciones que impidan el desarrollo normal de las pruebas.

Procedimiento del estudio

Las mediciones que se realizarán tienen una duración aproximada de treinta minutos. Se acudirá a una única cita en la que se realizarán 6 pruebas diferentes. Para estas mediciones se utilizará un aparato, llamado dinamómetro, en concreto con el dinamómetro BTE-Primus y un aparato de electroestimulación. BICI

Las pruebas que se podrán realizar con el dinamómetro BTE-Primus son las siguientes:

- Test isométrico en línea a 45° de extensión de rodilla durante 3 repeticiones.
- Test isométrico en línea a 45° de extensión de rodilla durante 3 repeticiones con electroestimulación.
- Test isométrico en línea a 45° de extensión de rodilla durante 3 repeticiones con electroestimulación y contracción voluntaria.
- Test isocinético a 30°/s de extensión de rodilla durante 3 repeticiones.
- Test isocinético a 30°/s de extensión de rodilla durante 3 repeticiones con electroestimulación.
- Test isocinético a 30°/s de extensión de rodilla durante 3 repeticiones con electroestimulación y contracción voluntaria.

Si usted tiene alguna duda, al igual que en el caso anterior, el fisioterapeuta le podrá responder a todas las dudas sobre los procedimientos que posteriormente no conozca.

Las pruebas a las que será sometido apenas cuentan con efectos secundarios, sin embargo, si durante la prueba aparece dolor, usted podrá parar la prueba pulsando el botón de seguridad.

En cuanto a los beneficios de formar parte de este estudio serán los que estamos comprobando con el sistema de biomecánica, conocer datos de normalidad de los sujetos y su posterior incorporación en una base de datos global sobre la cual puedan ser utilizados estos datos para estudios posteriores.

Tiene derecho a abandonar el estudio en cualquier momento y sin ninguna justificación, sin perjuicio de su atención sanitaria y puede decidir el destino de sus datos personales en caso de decidir retirarse del estudio.

Tiene la posibilidad de contactar con el investigador en cualquier momento.

Para asegurar la anonimización de los datos, se contará con dos bases de datos: Una con el

nombre completo del sujeto y un código asignada a cada uno de ellos, a la que sólo tendrá acceso el investigador principal, y otra segunda con el código de cada sujeto y sus datos personales y clínicos.

Todos los datos recogidos para el estudio facilitados por usted mismo, serán tratados con las medidas de seguridad establecidas en cumplimiento de la “Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre” de Protección de Datos de carácter personal.

Debe saber que tiene derecho de acceso, rectificación, cancelación y oposición de los mismos en cualquier momento. Podrá ejercer el derecho de oposición al final de este mismo documento, pudiendo solicitar los documentos oportunos al investigador principal en caso de querer ejercer los derechos de acceso, rectificación y cancelación.

Solo aquellos datos de la historia clínica que estén relacionados con el estudio serán objeto de comprobación. Esta comprobación se hará a través del Investigador Principal, responsable de garantizar la confidencialidad de todos los datos de las historias clínicas de los sujetos participantes en el estudio piloto.

Anexo 3.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Datos del investigador

- Nombre y Apellidos: Bárbara María Cabadas Bermúdez

- Centros: Unidad de Investigación Clínica en Biomecánica y Fisioterapia de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia de San Juan de Dios.

- Dirección de contacto: Del Laboratorio de Biomecánica: Avenida de San Juan de Dios, 1 28350 Ciempozuelos (Madrid)

- Correo personal: bcabadasbermudez@gmail.com

Datos de la investigación

“Efectividad de la electroestimulación en la ganancia de la fuerza del cuádriceps”

Datos del participante

- Nombre y Apellidos:

- Edad:

- Sexo:

Persona que proporciona la información y la hoja de consentimiento

- Nombre y Apellidos: _____ Declaro que he leído la Hoja de Información al Participante sobre el estudio citado.

Se me ha entregado una copia de la Hoja de Información al Sujeto y una copia de este Consentimiento Informado, fechado y firmado. Se me han explicado las características y el objetivo del estudio, así como los posibles beneficios y riesgos del mismo.

He contado con el tiempo y la oportunidad para realizar preguntas y plantear las dudas que poseía. Todas las preguntas fueron respondidas a mi entera satisfacción.

Se me ha asegurado que se mantendrá la confidencialidad de mis datos, “Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre” de Protección de Datos de carácter personal.

El consentimiento lo otorgo de manera voluntaria y sé que soy libre de retirarme del estudio en

cualquier momento del mismo, por cualquier razón y sin que tenga ningún efecto sobre mi tratamiento futuro.

Doy/ No doy mi consentimiento para la participación en el estudio propuesto.

Firmo por duplicado, quedándome con una copia.

Fecha _____ Firma del participante _____

Fecha _____ Firma del investigador _____

Cumplimentar en caso de renuncia a la participación en el estudio. Mediante el presente escrito, comunico mi decisión de abandonar el proyecto de investigación en el que estaba participando y que se indica en la parte superior de este documento.

Fecha _____ Firma del participante _____

Fecha _____ Firma del investigador _____

Anexo 4.

TABLA DE RESULTADOS

ID	Género	Edad	Fmáx isométrica CV	Fmedia isométrica CV	Fmáx isocinética 30º/s CV	Fmáx isométrica Electro	Fmedia isométrica Electro	Coef Var Isométrico Electro	Fmáx isocinética 30º/s Electro	Fmáx isométrica CV+Electro	Fmedia Isométrica CV+Electro	Coef Var CV + Electro	Fmáx isocinética 30º/s CV+Electro
BCB_01	0	20	112,2	110,9	94	3,6	3,1	5,8	16	94,4	92,3	2,9	102
BCB_02	1	25	99,6	97,6	92	8	7,8	8	8	85	73,2	12,9	77
BCB_03	1	23	98,1	96,7	96	27,5	14	72,4	14	90,4	87,7	3,6	78
BCB_04	1	20	84,1	76,9	69	24,6	21,2	23,1	17	100	99,1	2,7	49
BCB_05	0	23	100,3	98,6	129	6,1	6	4,2	19	98,8	94,4	2,3	117
BCB_06	1	23								85,3			
BCB_07	0	23	78,7	73,9	124	8,7	7,3	10,7	15	85,4	83,9	9,9	112
BCB_08	0	31	108,3	107,5	111	7,5	7,4	0,4	16	100,4	95,6	1,1	104
BCB_09	0	25	84,5	82,8	109	4,5	3,5	10,5	10	74,4	71,2	12,3	76
BCB_10	0	28	157	128,1	141	5,4	5,1	18,4	13	112	97,1	15,2	118
BCB_11	0	27	142,4	135,5	152	1,5	1,1	8,1	27	122,4	120,1	0,6	152
BCB_12	0	23	111,6	109,3	116	10,1	7,6	30,7	12	75,7	73,2	7,7	112

Anexo 5.

ANALISIS DESCRIPTIVO VARIABLES CUANTITATIVAS

		Estadístico	Error estándar	
Fmáx isométrica CV	Media	106,982	7,2698	
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	90,784	
		Límite superior	123,180	
	Media recortada al 5%	105,774		
	Mediana	100,300		
	Varianza	581,346		
	Desviación estándar	24,1111		
	Mínimo	78,7		
	Máximo	157,0		
	Rango	78,3		
	Rango intercuartil	27,7		
	Asimetría	1,068	,661	
	Curtosis	,723	1,279	
	Fmedia isométrica CV	Media	101,618	5,8867
95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior	88,502	
		Límite superior	114,735	
Media recortada al 5%		101,276		
Mediana		98,600		
Varianza		381,188		
Desviación estándar		19,5240		
Mínimo		73,9		
Máximo		135,5		
Rango		61,6		
Rango intercuartil		28,1		
Asimetría		,257	,661	
Curtosis		-,493	1,279	

Fmáx isocinética 30% CV	Media	112,091	7,2167	
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	96,011	
		Límite superior	128,171	
	Media recortada al 5%	112,268		
	Mediana	111,000		
	Varianza	572,891		
	Desviación estándar	23,9351		
	Mínimo	69,0		
	Máximo	152,0		
	Rango	83,0		
	Rango intercuartil	35,0		
	Asimetría	-,035	,661	
	Curtosis	-,188	1,279	
	Fmáx isométrica Electro	Media	9,773	2,5417
95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior	4,109	
		Límite superior	15,436	
Media recortada al 5%		9,247		
Mediana		7,500		
Varianza		71,062		
Desviación estándar		8,4298		
Mínimo		1,5		
Máximo		27,5		
Rango		26,0		
Rango intercuartil		5,6		
Asimetría		1,577	,661	
Curtosis		1,445	1,279	
Fmedia isométrica Electro		Media	7,645	1,6900
	95% de intervalo de	Límite inferior	3,880	

Fmedia isométrica Electro	Media		7,645	1,6900
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	3,880	
		Límite superior	11,411	
	Media recortada al 5%		7,256	
	Mediana		7,300	
	Varianza		31,419	
	Desviación estándar		5,6052	
	Mínimo		1,1	
	Máximo		21,2	
	Rango		20,1	
	Rango intercuartil		4,3	
	Asimetría		1,583	,661
	Curtosis		2,889	1,279
	Fmáx isocinética 30% Electro	Media		15,182
95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior	11,798	
		Límite superior	18,565	
Media recortada al 5%			14,924	
Mediana			15,000	
Varianza			25,364	
Desviación estándar			5,0362	
Mínimo			8,0	
Máximo			27,0	
Rango			19,0	
Rango intercuartil			5,0	
Asimetría			1,110	,661
Curtosis			2,456	1,279
Fmáx isométrica CV+Electro		Media		94,445
	95% de intervalo de confianza para la media		84,674	104,217
Fmáx isométrica CV+Electro	Media		94,445	4,3854
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	84,674	
		Límite superior	104,217	
	Media recortada al 5%		94,006	
	Mediana		94,400	
	Varianza		211,551	
	Desviación estándar		14,5448	
	Mínimo		74,4	
	Máximo		122,4	
	Rango		48,0	
	Rango intercuartil		15,4	
	Asimetría		,454	,661
	Curtosis		-,037	1,279
	Fmedia Isométrica CV+Electro	Media		89,800
95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior	80,169	
		Límite superior	99,431	
Media recortada al 5%			89,150	
Mediana			92,300	
Varianza			205,522	
Desviación estándar			14,3360	
Mínimo			71,2	
Máximo			120,1	
Rango			48,9	
Rango intercuartil			23,9	
Asimetría			,561	,661
Curtosis			,728	1,279

Fmáx isocinética 30% CV+Electro	Media		99,73	8,428
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	80,95	
		Límite superior	118,51	
	Media recortada al 5%		99,64	
	Mediana		104,00	
	Varianza		781,418	
	Desviación estándar		27,954	
	Mínimo		49	
	Máximo		152	
	Rango		103	
	Rango intercuartil		40	
	Asimetría		-,045	,661
	Curtosis		,379	1,279

Anexo 6.

AUTORIZACIÓN PARA LA DIGITALIZACIÓN, DEPÓSITO Y DIVULGACIÓN EN RED DE PROYECTOS FIN DE GRADO, FIN DE MÁSTER, TESIS O MEMORIAS DE BACHILLERATO

AUTORIZACIÓN PARA LA DIGITALIZACIÓN, DEPÓSITO Y DIVULGACIÓN EN RED DE PROYECTOS FIN DE GRADO, FIN DE MÁSTER, TESIS O MEMORIAS DE BACHILLERATO

1ª. Declaración de la autoría y acreditación de la misma.
El autor D. BARBARA CABODAS BERMUDEZ
DECLARA ser el titular de los derechos de propiedad intelectual de la obra: Efectividad de la Teledistribución en la gestión de la flora de cánticos.
que ésta es una obra original, y que ostenta la condición de autor en el sentido que otorga la Ley de Propiedad Intelectual.

2ª. Objeto y fines de la cesión.
Con el fin de dar la máxima difusión a la obra citada a través del Repositorio institucional de la Universidad, el autor CEDE a la Universidad Pontificia Comillas, de forma gratuita y no exclusiva, por el máximo plazo legal y con ámbito universal, los derechos de digitalización, de archivo, de reproducción, de distribución y de comunicación pública, incluido el derecho de puesta a disposición electrónica, tal y como se describen en la Ley de Propiedad Intelectual. El derecho de transformación se cede a los únicos efectos de lo dispuesto en la letra a) del apartado siguiente.

3ª. Condiciones de la cesión y acceso
Sin perjuicio de la titularidad de la obra, que sigue correspondiendo a su autor, la cesión de derechos contemplada en esta licencia habilita para:

- Transformarla con el fin de adaptarla a cualquier tecnología que permita incorporarla a internet y hacerla accesible; incorporar metadatos para realizar el registro de la obra e incorporar "marcas de agua" o cualquier otro sistema de seguridad o de protección.
- Reproducirla en un soporte digital para su incorporación a una base de datos electrónica, incluyendo el derecho de reproducir y almacenar la obra en servidores, a los efectos de garantizar su seguridad, conservación y preservar el formato.
- Comunicarla, por defecto, a través de un archivo institucional abierto, accesible de modo libre y gratuito a través de internet.
- Cualquier otra forma de acceso (restringido, embargado, cerrado) deberá solicitarse expresamente y obedecer a causas justificadas.
- Asignar por defecto a estos trabajos una licencia Creative Commons.
- Asignar por defecto a estos trabajos un HANDLE (URL persistente).

4ª. Derechos del autor.
El autor, en tanto que titular de una obra tiene derecho a:

- Que la Universidad identifique claramente su nombre como autor de la misma.
- Comunicar y dar publicidad a la obra en la versión que crea y en otras posteriores a través de cualquier medio.
- Solicitar la retirada de la obra del repositorio por causa justificada.
- Recibir notificación fehaciente de cualquier reclamación que puedan formular terceras personas en relación con la obra y, en particular, de reclamaciones relativas a los derechos de propiedad intelectual sobre ella.

5ª. Deberes del autor.
El autor se compromete a:

- Garantizar que el compromiso que adquiere mediante el presente escrito no infringe ningún derecho de terceros, ya sean de propiedad industrial, intelectual o cualquier otro.
- Garantizar que el contenido de las obras no atenta contra los derechos al honor, a la intimidad y a la imagen de terceros.
- Asumir toda reclamación o responsabilidad, incluyendo las indemnizaciones por daños, que

podrían ejercitarse contra la Universidad por terceros que vieran infringidos sus derechos e intereses a causa de la cesión.

- d) Asumir la responsabilidad en el caso de que las instituciones fueran condenadas por infracción de derechos derivada de las obras objeto de la cesión.

6º. Fines y funcionamiento del Repositorio Institucional

La obra se pondrá a disposición de los usuarios para que hagan de ella un uso justo y respetando los derechos del autor, según lo permitido por la legislación aplicable, y con fines de estudio, investigación, o cualquier otro fin lícito. Con dicha finalidad la Universidad asume los siguientes deberes y se reserva las siguientes facultades:

- > La Universidad ~~informará~~ a los usuarios del arqueo sobre los usos permitidos, y no garantiza ni asume responsabilidad alguna por otras formas en que los usuarios hagan un uso posterior de las obras no conforme con la legislación vigente. El uso posterior, más allá de la copia privada, requerirá que se cite la fuente y se reconozca la autoría, que no se divulgue ~~información~~ comercial, y que no se realicen obras derivadas.
- > La Universidad no revisará el contenido de las obras, que en todo caso permanecerá bajo la responsabilidad exclusiva del autor y no estará obligada a ejercitar acciones legales en nombre del autor en el supuesto de infracciones a derechos de propiedad intelectual derivados del depósito y archivo de las obras. El autor renuncia a cualquier reclamación frente a la Universidad por las formas no ajustadas a la legislación vigente en que los usuarios hagan uso de las obras.
- > La Universidad ~~adoptará~~ las **MEJORES MEDIDAS** para la preservación de la obra en un futuro.
- > La Universidad se reserva la facultad de retirar la obra, previa notificación al autor, en supuestos suficientemente justificados, o en caso de reclamaciones de terceros.

Madrid, a 02 de Noviembre de 2020

ACEPTA

Fdo. Barbara

Motivos para solicitar el acceso restringido, cerrado o embargado del trabajo en el Repositorio Institucional:

