

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
LICENCIATURA EN BIOINGENIERÍA MÉDICA
DEPARTAMENTO DE EVALUACIÓN PROFESIONAL



“VALORACIÓN DE POTENCIACIÓN MUSCULAR EN MÚSCULO CUÁDRICEPS
DEBIDO A ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA POR CORRIENTE RUSA MEDIANTE
ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE SUPERFICIE Y
DINAMOMETRÍA ISOCINÉTICA”

TESIS PARA OBTENER EL TÍTULO DE LICENCIADO EN BIOINGENIERÍA
MÉDICA

PRESENTA:

KEVIN ALAN TROCHE BARRANCO

DIRECTORA DE TESIS:

M. F.K.D. ADRIANA PLATA AYALA

CO-DIRECTOR DE TESIS:

DR. EN C. JOSÉ JAVIER REYES LAGOS

REVISORES DE TESIS:

DRA. EN I.M. BEATRIZ ELINA MARTÍNEZ CARRILLO

M. EN I. BEATRIZ HERNÁNDEZ BERMÚDEZ

“VALORACIÓN DE POTENCIACIÓN MUSCULAR EN MÚSCULO CUÁDRICEPS
DEBIDO A ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA POR CORRIENTE RUSA MEDIANTE
ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE SUPERFICIE Y
DINAMOMETRÍA ISOCINÉTICA”

ÍNDICE GENERAL

Resumen	7
1. Antecedentes.....	10
1.1. Corriente rusa.....	11
1.1.1. Características de la corriente rusa	12
1.2. Potenciación muscular	13
1.3. Electromiografía de Superficie (sEMG)	13
1.3.1. Electroodos	14
1.3.2. Señal de sEMG	15
1.4. Cuantificación de la señal	16
1.4.1. Métodos lineales	18
1.4.1.1. Raíz cuadrática media (valor RMS)	18
1.4.1.2. Área bajo la curva (AUC)	19
1.4.2. Métodos no lineales	20
1.4.2.1. Entropía muestral (SampEn)	20
1.5. Estimulación en diferentes tipos de fibras musculares	21
1.6. Dinamometría isocinética (DI)	22
1.6.1. BTE PrimusRS	23
1.7. Estado del Arte.....	24
2. Planteamiento del problema	29
2.1. Pregunta de investigación	29
3. Justificación	30
4. Objetivos.....	32
4.1. Objetivo general:.....	32
4.2. Objetivos particulares:	32
5. Hipótesis	33
6. Metodología.....	33
6.1. Tiempo y lugar.....	34
6.2. Universo de Estudio.....	34
6.3. Criterios de inclusión	34
6.4. Criterios de exclusión	34

6.5.	Criterios de eliminación.....	34
6.6.	Adquisición de las señales de sEMG.....	35
6.7.	Evaluación por dinamometría isocinética.....	38
6.8.	Aplicación de estimulación eléctrica por corriente rusa.....	41
6.9.	Medición del perímetro del muslo.....	41
6.10.	Preprocesamiento de señales de sEMG.....	42
6.11.	Procesamiento de señales de sEMG.....	42
6.11.1.	Valor RMS.....	42
6.11.2.	Área Bajo la Curva.....	42
6.12.	Análisis Estadístico.....	43
6.13.	Definición de variables.....	43
6.14.	Diagrama general de la metodología empleada.....	45
7.	Aspectos Éticos y de Bioseguridad.....	46
8.	Resultados.....	47
8.1.	Resultados del análisis electromiográfico.....	47
8.2.	Resultados de dinamometría isocinética.....	54
9.	Conclusiones.....	58
10.	Recomendaciones.....	63
11.	Bibliografía.....	64
12.	Anexos.....	70

Resumen

En áreas como la fisioterapia y rehabilitación, diversos tipos de corrientes eléctricas son empleadas para promover el entrenamiento de la fuerza muscular. La corriente rusa es un tipo de estimulación eléctrica de emisión por ráfaga interrumpida de frecuencia baja, capaz de provocar una respuesta motora, la cual permite la ganancia de fuerza del músculo, así como un aumento en el volumen del tejido muscular. Uno de los parámetros principales de regulación para su aplicación es la frecuencia como factor de reclutamiento temporal del músculo, la cual se encuentra relacionada con el tipo de fibras musculares y su frecuencia de tetanización,

En este sentido, el objetivo de este proyecto fue determinar modificaciones electrofisiológicas del músculo cuádriceps debido a la estimulación eléctrica por corriente rusa mediante el análisis lineal y no lineal de señales electromiográficas de superficie y la dinamometría isocinética. Se hipotetiza que, dado que la estimulación eléctrica por corriente rusa ha mostrado tener efectos favorables para el aumento de fuerza, potencia y resistencia, y que el análisis electromiográfico de superficie y la dinamometría isocinética son métodos no invasivos para evaluar la actividad muscular, entonces será posible cuantificar los cambios electrofisiológicos musculares y físicos producidos por la corriente rusa en participantes sanos.

Se estudiaron 46 participantes jóvenes (20.65 ± 1.85 años) compuestos aleatoriamente de hombres y mujeres, estudiantes de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma del Estado de México (UAEMéx). Posteriormente, se subdividió a la población: al grupo 1 (G1) se le administró corriente rusa en 50 Hz, al grupo 2 (G2) se le administró corriente rusa a 90 Hz. Se realizó registro de electromiografía de superficie (sEMG) monopolar al colocar los electrodos en vasto lateral del cuádriceps femoral y medición por dinamometría isocinética (DI) previo a la estimulación por 15 sesiones, y posterior a la terapia, se registró nuevamente la sEMG y DI. Adicionalmente, se calculó la raíz cuadrática media (RMS), área bajo la curva (AUC) y entropía muestral (SampEn) de la señal de sEMG. De la DI se calculó

pico de torque, potencia y resistencia de ambos miembros inferiores y se registró el perímetro de la pierna.

La aplicación de estimulación eléctrica por corriente rusa a 50 Hz demostró ser más efectiva para el aumento de potencia muscular ($P=0.0005$ en PI y $P=0.0007$ en PD) y mejora de regularidad en la detonación de potenciales de acción de las fibras musculares del músculo cuádriceps femoral ($P<0.0001$ en ambas piernas, con $M=1$ y $M=2$), mientras que su aplicación a 90 Hz demostró mejor resultado en el desarrollo de hipertrofia (perímetro de muslo, con $P=0.0003$ en PI y $P=0.0007$ en PD), definición y firmeza muscular, además de aumento del valor RMS ($P=0.0037$ en PI y $P=0.0393$ en PD) y AUC del músculo ($P=0.0323$ en PI).

SUMMARY

In areas such as physiotherapy and rehabilitation several types of electrical currents are used to promote the muscular strength training. Russian current is a kind of low frequency interrupted burst electrical emission stimulation, capable of provoking a motor response, which allows muscle strength gain, as well as an increase in muscle tissue volume. One of the main regulation parameters for its application is the frequency as a temporary muscle recruitment factor, which is related to the type of muscle fibers and their tetanization frequency.

By this way, the objective of this project was to determinate electrophysiological modifications of the quadriceps muscle due to electrical stimulation by russian current through linear and non-linear analysis of surface electromyographic signals and isokinetic dynamometry. It is hypothesized that, because of electrical stimulation by russian current has shown to have favorable effects for strength increase, power and resistance, and that surface electromyographic analysis and isokinetic dynamometry are non-invasive methods to asses muscular activity, then it will be possible to quantify the muscular electrophysiological and physical changes produced by russian current in healthy participants.

46 young participants was studied (20.65 ± 1.85 years) randomly composed of men and women, Medicine Faculty of the Universidad Autónoma del Estado de México (UAEMéx) students. Subsequently, population was subdivided: to group 1

(G1) russian current was administered at 50 Hz, and group 2 (G2) russian current was administered at 90 Hz. Monopolar surface electromyography (sEMG) register was made positioning the electrodes on lateral vastus of quadriceps femoris and isokinetic dynamometry (ID) measurement previous to 15 sessions stimulation, and after therapy, sEMG register and ID were made again. In addition, root mean square (RMS) was calculated, area under curve (AUC) and sample entropy (SampEn) of sEMG signal. From ID, force, peak torque and resistance were calculated of both under limbs and leg circumference was registered.

The electrical stimulation application by russian current at 50Hz proved to be more effective for muscle power increase ($P=0.0005$ in PI and $P=0.0007$ in PD) and improvement of regularity at action potentials detonation of femoral quadriceps muscle fibers ($P<0.0001$ in both legs, with $M=1$ and $M=2$), while the application at 90 Hz proved a better hypertrophy development result (thigh perimeter, $P=0.0003$ in PI and $P=0.0007$ in PD), definition and muscle firmness, in addition of increase of the RMS value ($P=0.0037$) in PI and $P=0.0393$ in PD) and AUC of the muscle ($P=0.0323$ in PI).

1. Antecedentes

Ward y Shkuratova realizaron una revisión acerca de las intervenciones iniciales de la aplicación de la corriente y establecieron en 1971 el principio fundamental de la estimulación por corriente rusa como un método de estimulación considerando los protocolos de sincronización (estímulo/reposo/repeticiones), así como la frecuencia de tratamiento, lo que se conoce como el protocolo 10/50/10 (1), lo que significa estimular durante 10 segundos, dejando un período de reposo de 50 segundos y repetir esta secuencia durante 10 minutos, es decir 10 ciclos. Los autores describieron que la estimulación genera fatiga si ésta se suministra por más de 10 segundos a máxima intensidad tolerable; además, se ensayaron intervalos entre pulsos que variaron entre 10 a 50 segundos, se encontró que se comenzaba a fatigar el músculo a los 40 segundos, por lo que fue adoptado el intervalo de 50 segundos. También se consideraron períodos de estimulación de 9 a 19 días y estimulación diaria o alterna, los autores concluyeron que la estimulación diaria es más efectiva, además se demostró que la estimulación rusa es más efectiva que la contracción voluntaria. Finalmente, se definió que el mecanismo de la mayor capacidad de generación de fuerza del músculo estimulado se atribuyó tanto a una adaptación a corto plazo del Sistema Nervioso Central (SNC) como a un aumento en el volumen del tejido muscular. Dentro de esta revisión no hubo inclusión de efecto placebo, fue enfocado sólo en atletas destacados (2).

En los estudios previamente citados, se evidenció los resultados obtenidos del uso de la corriente rusa comparada con programas de ejercicio convencional, por lo que Ward sugirió que la corriente rusa tiene probablemente un mayor efecto sobre las fibras tipo II (rápidas), mientras que el componente de ejercicio voluntario podría tener un efecto dominante sobre las fibras más lentas tipo I, lo que produciría una mejora del estado general de la persona (2).

Se han propuesto varias formas de estimulación eléctrica de media frecuencia para efectos de estimulación motora, y más recientemente para hipoalgesia. En múltiples estudios, la estimulación por corriente rusa ha resultado ser efectiva para aumentar la fuerza muscular (2,3).

Para reducir que la corriente produzca su desagradable sensación de calambre eléctrico doloroso, Kotz buscó la alternativa de aplicar media frecuencia (2.500 Hz) en modulaciones o pulsos que componen la baja frecuencia y útil (originariamente a 50 Hz, pero que se puede regular desde 0 hasta 100 Hz), la frecuencia de 80 Hz es característica para este tipo de potenciación, ya que, en principio, se trata de trabajar selectivamente la fibra rápida. En casos en los que se busque estimular otras fibras musculares o nerviosas, se debe regular a la frecuencia deseada. Así mismo, si se halla ante un paciente con la musculatura afectada por patología, se debe reducir la frecuencia a los parámetros que indique la previa exploración con las curvas intensidad-tiempo o (I/T) (4).

1.1. Corriente rusa

La corriente rusa, también conocida como corriente de Kotz, es un tipo de estimulación alterna, que se caracteriza por poseer frecuencias medias y emisión pulsada o ráfaga interrumpida de frecuencia baja, dicha técnica se emplea fundamentalmente para generar una respuesta motora en los músculos, aunque también se ha comprobado que tiene un efecto electroanalgésico (4). La aplicación de la corriente rusa depende de diversas variables para su efecto apropiado en el fortalecimiento muscular, tales como: forma de onda la corriente, intensidad del estímulo, frecuencia de los pulsos aplicados, frecuencia de las sesiones, entre otras (5). En la Figura 1 se muestran dos ejemplos de corriente pulsada (1A y 1B) y dos de corriente alterna modulada en ráfaga (1C y 1D), ejemplificando en la Figura 1C la forma de onda de estimulación usada por la corriente rusa.

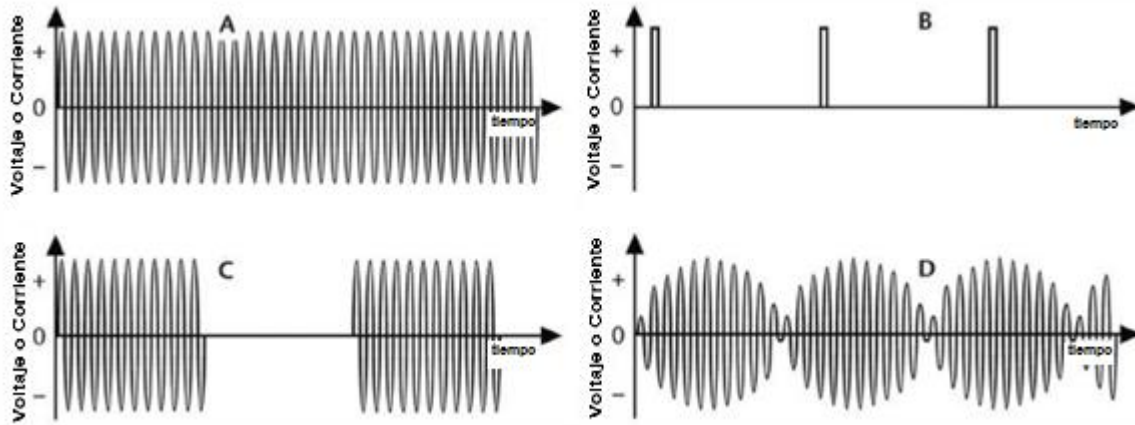


Figura 1: (A) Estable, corriente alterna no modulada; (B) corriente pulsada monofásica; (C) corriente alterna modulada en ráfaga con modulación en ráfaga rectangular; y (D) corriente alterna modulada con modulación sinusoidal (Imagen adaptada de (6))

Su uso en potenciación muscular, definido como un aumento transitorio de la fuerza y la potencia, se caracteriza por el bajo malestar sensitivo en su aplicación (7).

1.1.1. Características de la corriente rusa

José María Rodríguez Martín menciona algunas de las características de la corriente rusa (4), éstas son presentadas en la Tabla 1:

Tabla 1: Características de la corriente rusa

Característica	Especificación
Modulación dentro del equipo	Permite aplicaciones bipolares de uno o de ambos circuitos.
Conseguir modulaciones cuadrangulares más eficaces que las sinusoidales	Permite un tiempo de silencio eléctrico o reposo entre modulación y modulación, muy adecuada para respetar la fisiología del período refractario en la membrana de la célula muscular y nerviosa.
Corriente portadora a 2500 Hz como media	Contenida dentro de las modulaciones. Pueden usarse 4000 Hz o más, pero cuanto mayor sea, más intensidad se requerirá. Los equipos de última generación permiten ajustar y elegir entre 2000 y 10000 Hz.

Posibilidad de regulación de la frecuencia de las modulaciones	De entre 40 y 100 Hz para adaptarse a los distintos tipos de fibras musculares, lentas y rápidas.
Posibilidad de regulación de la razón de existente entre el tiempo de la modulación y su reposo	Dentro de la misma frecuencia, permitiendo su adaptación para fibras rápidas o lentas, la tolerancia del paciente o mayor o menor intensidad.
Agrupación de las modulaciones en trenes y pausas con distintos tiempos	Trenes desde 0.5 a 30 segundos, y pausas de 0.5 a 60 segundos. Además, se regularán las rampas de subida y bajada (fundamentalmente, la de subida), para que el esfuerzo alcance su máximo de forma progresiva o brusca; las rampas pueden oscilar entre 0 y 2 segundos.

1.2. Potenciación muscular

La potenciación muscular es un aumento transitorio de fuerza y la potencia, obteniendo una respuesta muscular contráctil incrementada como resultado de una actividad contráctil previa. El fenómeno fisiológico de la potenciación se puede desencadenar a través de diferentes modalidades o estrategias de activación, y tendrá una denominación diferente en función del método utilizado para provocarla (8).

La actividad muscular puede ser producida por contracción voluntaria máxima, pero también mediante una circunstancia exógena o provocada (9), tal es el caso de la potenciación muscular inducida por estimulación eléctrica.

1.3. Electromiografía de Superficie (sEMG)

Por otro lado, se define a la electromiografía de superficie (sEMG) como el estudio de la manifestación eléctrica de la actividad neuromuscular asociada con la contracción del músculo; mientras que el electromiograma es la representación gráfica de la actividad eléctrica (potenciales de acción) del músculo en reposo y bajo

diferentes grados de contracción durante movimiento voluntario. La señal de EMG es una señal estocástica que está constituida por la sumatoria espacio-temporal de trenes de potencial de acción de una unidad motora (TPAUM) (Figura 2) (10).

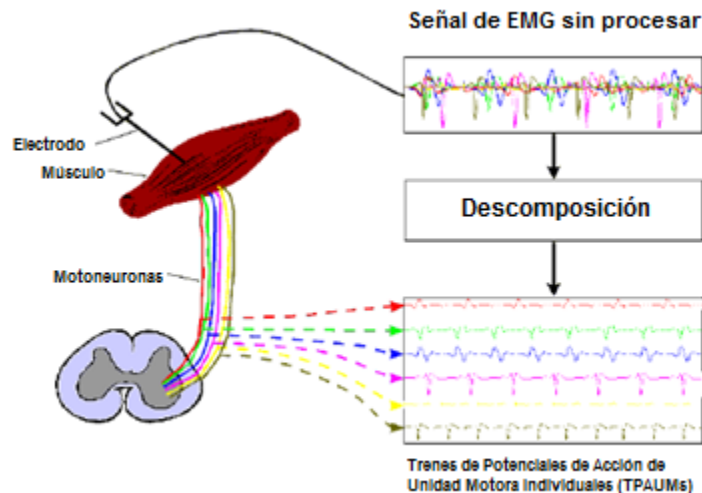


Figura 2: Composición de una señal de EMG por TPAUMs, así como su visualización individual de cada tren de potencial de acción (Imagen adaptada de (11)).

La sEMG es una técnica no invasiva que brinda información de la función muscular, la cual mide el potencial eléctrico presente en la superficie de la piel como consecuencia de la contracción muscular y detecta el voltaje mediante electrodos que se colocan en la piel. La sEMG mide la actividad eléctrica durante la contracción muscular y la relajación, además de mostrar cómo actúan los músculos en coordinación con otros (12).

1.3.1. Electrodo

Los electrodos de superficie empleados están hechos generalmente de plata/cloruro de plata (Ag/AgCl), cloruro de plata (AgCl), plata (Ag) u oro (Au). Gracias a la característica de ser electrodos casi no polarizables, es decir, que la impedancia electrodo-piel se comporta como una resistencia y no como una capacitancia, los electrodos de Ag/AgCl son los más adecuados para el registro de señales de sEMG (13). El uso de gel electrolítico para mejorar la conductividad ayuda a formar una interfaz electrodo/electrolito/piel altamente estable, lo cual garantiza una alta relación señal a ruido, reduce la interferencia de línea de potencia en derivaciones bipolares (frecuencias de 50 o 60 Hz y sus armónicos) y atenúa los artefactos debido a los movimientos del cuerpo (14).

La colocación de los electrodos es un factor fundamental para un registro adecuado de una señal de sEMG, dado que de ello dependerá en gran medida la calidad de la señal obtenida. La *European Concerted Action Surface EMG* recomienda que los electrodos deben ser de un tamaño menor a 10mm, y la distancia entre un electrodo y otro no debe ser mayor de 20mm (referencia del grosor de dos dedos, como coloquialmente se aplica) (15).

1.3.2. Señal de sEMG

La actividad eléctrica muscular adquirida a través de los potenciales eléctricos en la superficie de la piel se comporta en un ancho de banda limitado, de 5 a 1,000 Hz, presentando la actividad eléctrica significativa en el rango de 5 a 500 Hz (16), y una amplitud pequeña, yendo desde algunos μV hasta mV pico a pico, dependiendo de la intensidad de la contracción muscular. Es debido a ello la necesidad de utilizar instrumentos de adquisición de la señal de gran sensibilidad, así como para su amplificación, acondicionamiento y digitalización. El proceso para la adquisición de una señal de sEMG bipolar se encuentra simplificado en el diagrama de bloques de la Figura 3 (17).

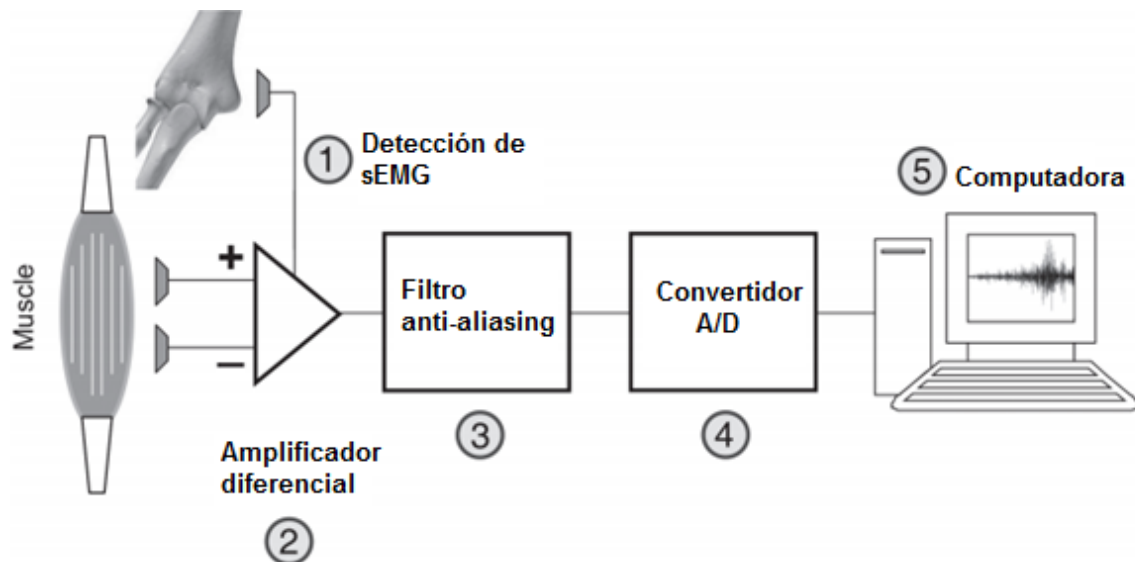


Figura 3: Diagrama de bloques simplificado de adquisición de electromiogramas de superficie. Diagrama de bloques que muestra cada uno de los pasos principales con respecto a la adquisición de electromiogramas de superficie: (1) la detección de potenciales mioeléctricos con electrodos de superficie y un electrodo de referencia (configuración bipolar), ilustrado esquemáticamente en el epicóndilo medial del humero; (2) la amplificación de tales potenciales con amplificadores diferenciales; (3) filtrado analógico de los potenciales amplificados para evitar aliasing; (4) digitalización del muestreo del electromiograma de superficie para ser almacenado en una computadora (5) (Imagen adaptada de (17)).

El papel de los amplificadores diferenciales en la adquisición de la señal de sEMG es la de multiplicar la diferencia de voltaje entre ambos polos (positivo y negativo) por la ganancia del amplificador. Esta fase de amplificación es importante para que la amplitud de los potenciales de acción detectados coincida con el rango dinámico del convertidor analógico/digital (A/D), el cual es, generalmente, de ± 2.5 V a ± 10 V, ya que, si no se realiza antes de su digitalización, la señal digitalizada no comprendería las fluctuaciones reales de la amplitud de la señal electromiográfica. Los amplificadores empleados deben tener alta impedancia de entrada ($>M\Omega$) para minimizar la interferencia de la línea de alimentación, y una alta relación de rechazo en modo común (CMRR), para garantizar la omisión de voltajes en modo común detectados por los electrodos de superficie individuales (18).

El uso de filtros analógicos y digitales antes o después de la digitalización de la señal hace que la señal del electromiograma sea de mayor calidad para su análisis visual y/o computacional, los cuales eliminan los datos en frecuencias no deseadas. Tal es el caso de la implementación de filtros analógicos pasa-bajas para suprimir el efecto *aliasing*, efecto no deseado en el cual se produce una superposición de señales de baja y mayor frecuencia, provocando una señal indistinguible (19).

1.4. Cuantificación de la señal

La cuantificación de la señal consiste en extraer de ella los datos numéricos que la definan. Esto permite realizar comparaciones con valores normales y con valores obtenidos durante exámenes sucesivos. Hay muchas variables utilizadas en la literatura de la ingeniería biomédica para describir la señal electromiográfica. Se pueden dividir en métodos lineales (variables temporales y espectrales) y métodos no lineales (como, por ejemplo, la entropía) (20). Las variables espectrales muestran las frecuencias con las que actúan las diferentes unidades motoras que están activas durante la acción que se analiza y, así, se puede estudiar la potencia eléctrica que corresponde a cada una de esas frecuencias (21). Las variables temporales, (valor RMS y cruces por cero, por ejemplo) brindan información de la señal en el dominio del tiempo, las cuales cuantifican el comportamiento de los datos

contenidos en la señal respecto al eje de las abscisas (20), y varían en amplitud de acuerdo con las características de la contracción de las fibras musculares.

En cuanto a los métodos no lineales, éstos no muestran una tasa de cambio constante como lo hacen los métodos que trabajan mediante comportamiento lineal, sino que sus propiedades corresponden a la no linealidad al tener una variable dependiente de otra, al estar lejos del equilibrio (22). Son métodos que analizan señales complejas, como lo son las señales de sEMG, lo cual es de gran utilidad para el análisis de éstas. Ejemplo de ello son los métodos para el cálculo de la entropía, entre otros.

En el diagrama de la Figura 4 se muestra la clasificación de algunos métodos representativos para la cuantificación de la señal de sEMG.

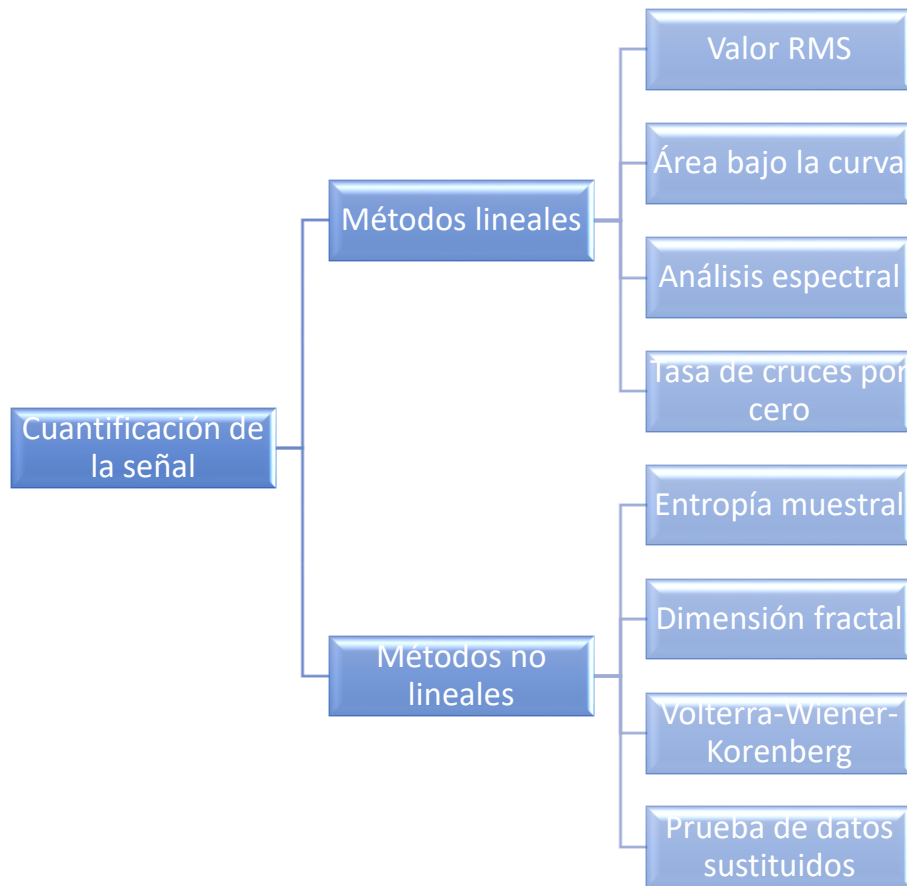


Figura 4: Diagrama de métodos para la cuantificación de señales de sEMG

1.4.1. Métodos lineales

1.4.1.1. Raíz cuadrática media (valor RMS)

La *Root Mean Square* o raíz cuadrática media (RMS) es una medida de variables de amplitud, que mide el poder eléctrico de la señal electromiográfica, la cual tiene un significado físico que puede ayudar a valorar el estado del músculo (10). Es la raíz cuadrada del área entre el cuadrado de la señal y el tiempo computado en un intervalo de tiempo dividido entre dicho tiempo. Los valores de la RMS contienen una información mayor que la media rectificadora o la señal integrada (20,23).

Este parámetro es una de las herramientas más utilizadas para la cuantificación de señales de sEMG, un ejemplo de ello es el estudio desarrollado por C. Frigo et al., en el que detectaron y procesaron señales de sEMG para un control en línea de estimulación eléctrica funcional, haciendo uso del valor RMS para cuantificar la amplitud de las señales procesadas. De acuerdo al objetivo del proyecto, para un nivel dado de contracción voluntaria superpuesta a la estimulación eléctrica, una combinación óptima del arreglo de los electrodos y el procedimiento de filtrado, debe ser capaz de detectar todos los componentes voluntarios del sEMG y rechazar todos los componentes asociados al artefacto de estimulación, desarrollándolo entorno a la relación señal/ruido operativa, lo que permite detectar la configuración (entre electrodos y artefacto de estimulación) que optimice la detección de una señal voluntaria en presencia de estimulación eléctrica (24). Durante una contracción voluntaria máxima de alta intensidad (MVC), el valor RMS se verá incrementado (25).

Así mismo, en el trabajo realizado por Roberto Merletti y Loredana R. Lo Conte se menciona la comparación de información obtenida de señales electromiográficas de un músculo en contracción sostenida voluntaria y en contracción provocada por estimulación eléctrica, donde fue más evidente la disminución de velocidad de la señal en las contracciones provocadas eléctricamente, lo que permitió un mejor análisis de las señales mioeléctricas. Para estas señales, el valor de raíz cuadrática media puede ser normalizado con respecto a un factor de escala k (factor que determina la dilatación en el tiempo de la señal). Este nuevo valor de RMS

normalizado podría ser utilizado para caracterizar y clasificar gráficas de fatiga muscular (26).

Sukanta Sabut et al. realizaron un proyecto cuyo objetivo fue investigar los efectos de la estimulación eléctrica funcional (FES) combinada con un programa de rehabilitación convencional sobre el esfuerzo y velocidad de la marcha, la actividad de sEMG y respuestas metabólicas en manejo de pie caído en sujetos con accidente cerebrovascular. Dentro de los resultados obtenidos de esta investigación, se mostró una mejora significativa de 63.3% en el valor RMS, el cual refleja un aumento de fuerza muscular. Los autores concluyen que la FES puede ser una útil herramienta de terapia combinada con un programa de rehabilitación convencional para el tratamiento de pie caído por accidente cerebrovascular (27).

1.4.1.2. Área bajo la curva (AUC)

La cantidad total de actividad muscular en un intervalo de tiempo viene dada por el área bajo la curva durante ese intervalo de tiempo. El proceso se denomina integración de la señal. Para conseguirlo, el primer paso es realizar una rectificación de la señal misma, es decir, pasar de la señal bipolar a una monopolar. Esto se puede obtener al eliminar una polaridad (rectificación de media onda) o invirtiéndola (rectificación de onda completa), es decir, pasando las señales negativas a positivas (20).

El valor integrado aumenta continuamente con el tiempo; conforme pasa el tiempo se van registrando más señales de unidades motoras y, por lo tanto, se van produciendo aumentos en el área que hay debajo de las mismas (28). Un diseño para la integración de la señal es mediante intervalos fijos de tiempo. La duración de los intervalos depende de la actividad que se esté estudiando. En situaciones estáticas, como contracciones isométricas, el intervalo puede ser largo, de 0.25s o más, mientras que en actividades dinámicas se necesitan intervalos mucho más cortos, de forma que cuanto mayor sea la velocidad del movimiento, menor debe ser el intervalo de integración (29,30).

En el trabajo de investigación realizado por Gea Drost et al. emplearon el análisis de áreas bajo la curva de señales de sEMG de alta densidad para detectar

cambios neurogénicos y discriminar entre pacientes con poliomielitis y sujetos sanos. Las señales de sEMG de alta densidad fueron extraídas del músculo cuádriceps, de las cuales se extrajeron sus AUCs para determinar el tamaño de la unidad motora y su capacidad de fuerza máxima, información que ayudó a separar perfectamente ambos grupos (31).

1.4.2. Métodos no lineales

1.4.2.1. Entropía muestral (SampEn)

La entropía está definida como una medida de la complejidad y aleatoriedad de los sistemas dinámicos, la cual describe la tasa de creación de información (32). Han sido muchos los métodos propuestos para el cálculo de la entropía, como es el caso del método de entropía aproximada (ApEn), la cual ha demostrado ser una medida eficiente de la regularidad de una serie de tiempo, especialmente en el campo de la fisiología y la medicina (33). Es a partir de este método que surge el método de la entropía muestral (SampEn), como una propuesta de refinamiento a la entropía aproximada para reducir el sesgo de autoajuste. Es un método aplicado en análisis fisiológicos, destacado por su uso en el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares (34,35) y detección y clasificación de conducta motora (36).

Para el cálculo de la SampEn, la serie de tiempo escalar $\{x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_n\}$ se introduce en un espacio tridimensional demorado, cuyos vectores se construyen de la siguiente manera (37):

$$x(p) = [x(p+k)]_{k=0}^{m-1}, p = 1, 2, \dots, n - m + 1 \quad (1)$$

La probabilidad $B^m(r)$ de que dos secuencias coincidan con m puntos, se calcula contando el número promedio de pares de vectores, para los cuales la distancia es menor que la tolerancia r . $A^m(r)$ está definido para una adherencia de $m + 1$. El cálculo de la entropía muestral está dado por la ecuación 2 (37).

$$SampEn(x, m, r) = -\ln\left(\frac{A^m(r)}{B^m(r)}\right) \quad (2)$$

Un problema para el cálculo de la entropía muestral es determinar el valor de la dimensión m y la tolerancia r . Dicha tolerancia puede ir en un rango de 0.15 a 0.25 x SD (Derivación Estándar de las series temporales originales) (33,35). Es

recomendado usar un valor de tolerancia grande para señales cortas (≤ 100 puntos de muestreo), y un valor pequeño para señales más grandes (33).

Un ejemplo de la aplicación de este método para el cálculo de entropía es el de Zhang y Zhou, en el que se aplicó la SampEn para desarrollar un método para detectar el inicio de la actividad muscular contra picos de fondo falsos en señales de sEMG, producidos por factores tanto fisiológicos como externos, eliminando con ello dichos picos no deseados y disminuyendo el error de detección (37).

Por su parte, Milena, et al., realizaron un trabajo de investigación en la aplicación de la entropía muestral y la dimensión fractal de Higuchi (HDF) para examinar cómo la complejidad de la señal cambia según la intensidad de la contracción muscular y perturbación externa de la actividad corticoespinal durante contracción muscular inducida por estimulación magnética transcraneal de un solo pulso (spTMS), en el cual se demostró que SampEn tiene mejor precisión a frecuencias bajas y HFD a frecuencias más altas, brindando así información complementaria para describir la complejidad de la señal de sEMG (38).

1.5. Estimulación en diferentes tipos de fibras musculares

El músculo esquelético está compuesto por fibras, las cuales en conjunto forman fascículos. Estas fibras musculares se encuentran clasificadas en tres grupos: fibras de tipo I, de tipo IIa y de tipo IIb (desglosadas en el esquema de la Figura 5), cada una de las cuales presenta diferente aspecto y comportamiento físico (39).

Para estimular preferentemente las fibras tipo I se deberá aplicar una corriente con frecuencias de entre 20 Hz a 50 Hz, una frecuencia superior a 50 Hz e inferior a 90 Hz conseguirá contraer las fibras intermedias (tipo IIa), responsables de la fuerza limitada resistencia al cansancio y un metabolismo parcialmente aerobio y anaerobio y de 90 a 120 Hz se logran estimular las fibras veloces IIb caracterizadas por un metabolismo preferentemente anaerobio y que cuentan con elevados dotes de fuerza y rapidez pero con escasa resistencia al descanso (40).



Figura 5: Esquemización de las frecuencias de los tres tipos de fibras musculares (Imagen obtenida de (41)).

1.6. Dinamometría isocinética (DI)

Se puede definir el método isocinético como un sistema de evaluación que utiliza la tecnología informática y robótica para obtener y procesar en datos cuantitativos la capacidad muscular (42). Su finalidad es expresar el movimiento en términos de momento de fuerza, de potencia, de trabajo, etc., como variables cuantitativas, lo que facilita su manipulación y su tratamiento estadístico (43).

Para hablar de movimiento isocinético, hay que definirlo como aquel movimiento en el cual se mantiene una velocidad angular de movimiento constante durante todo el recorrido articular (44). En el ejercicio isocinético la resistencia se adapta a la fuerza externa opuesta, de forma que el músculo conserva el rendimiento máximo en la totalidad del arco de movimiento. Los ejercicios isocinéticos ayudan al desarrollo de reclutamiento de fibras musculares, así como al desarrollo de la exactitud de la fuerza y existe una disminución del tiempo de inervación recíproca agonista-antagonista. Las contracciones musculares son efectivas y se acomodan al dolor y a la fatiga (43).

Respecto al sistema de evaluación isocinética, éste está formado por tres elementos: un goniómetro, que facilitará la medida del arco de movimiento; un taquímetro, que indicará la velocidad de realización del movimiento, y un dinamómetro, capaz de ofrecernos el valor del momento de fuerza desarrollado en

cada instante. Estos datos serán analizados y relacionados entre sí por un sistema informático y éste ofrecerá una serie de datos resultantes (42).

En las últimas décadas, la dinamometría isocinética ha demostrado una gran popularidad en el campo de la valoración funcional, de la rehabilitación y de la determinación de la fuerza muscular, ofreciendo elementos gráficos para una mejor interpretación de resultados. Tal es el caso de la alternativa tecnológica BTE PrimusRS.

1.6.1. BTE PrimusRS

El BTE PrimusRS, mostrado en la Figura 6, es una de las últimas herramientas tecnológicas para fisioterapia, terapia ocupacional, y entrenamiento deportivo. Brinda el poder de la objetividad y la captura de datos en tiempo real, desde una evaluación inicial con la medición de referencia, hasta un programa completo de entrenamiento para los pacientes (45). Es un equipo con gran versatilidad, brindando al usuario una serie de múltiples opciones de accesorios para su utilización, permitiendo el análisis en algunas de las principales articulaciones: mano, muñeca, codo, hombro, rodilla, tobillo y cadera.



Figura 6: Aplicación de dinamometría isocinética con BTE PrimusRS (Imagen obtenida de (45)).

El sistema ofrece 4 modalidades de resistencia y mide velocidades de hasta 4,500° por segundo de manera suave y natural. Los médicos también pueden establecer resistencias concéntricas y excéntricas desiguales para utilizar técnicas pliométricas o de estabilización rítmica para tratamiento de lesiones deportivas. El

dinamómetro del PrimusRS rota 360° de manera suave y fluida para permitir un ejercicio en cualquier ángulo. Además, cuenta con una plantilla de almacenamiento de ejercicios y evaluaciones que ayudan a estandarizar los planes de tratamiento y a utilizar el ejercicio y las rutinas favoritas de evaluación rápidamente (45).

1.7. Estado del Arte

En la siguiente tabla se muestra una revisión de trabajos de los últimos 28 años, donde se realizaron estudios para la valoración del efecto de aplicación de corriente rusa sobre unidades anatómicas musculares bajo ciertos protocolos, otros tipos de corrientes alternas aplicadas para estimulación en cuádriceps y métodos de cuantificación para evaluación del cambio de propiedades físicas y eléctricas del músculo.

Tabla 2: Estado del arte

ESTADO DEL ARTE				
REFERENCIA	OBJETIVOS	OBJETO DE MUESTRA	DISEÑO	RESULTADOS
Snyder-M, L., et al. (1991).	Efectos de la corriente eléctrica para aumentar la fuerza del cuádriceps después de la reconstrucción de ligamento cruzado anterior	10 pacientes post-operados de plastía de ligamento cruzado anterior	Experimental	En el grupo que recibió estimulación eléctrica neuromuscular, los valores de cadencia, velocidad de marcha, tiempo de postura de la extremidad implicada y excursión de flexión de la rodilla durante la postura fueron significativamente diferentes de los del grupo de ejercicio volitivo. La electroestimulación muscular, aplicada en forma aislada o en combinación con ejercicios voluntarios ha mostrado ser efectiva para

				incrementar la fuerza en sujetos saludables, y en aquellos que se recuperan de una cirugía reconstructiva
Ward & Shkuratova (2002).	Revisión acerca del establecimiento de protocolo de sincronización de la corriente rusa.	Deportistas de élite	Experimental	Lograron aumentar 40% la fuerza muscular estimulando diariamente y se observó un aumento del volumen del tejido muscular
Linares, M., et al. (2004).	Revisión bibliográfica y parámetros más efectivos en la electroestimulación del cuádriceps	Primer volumen de artículos de electroestimulación expandido por la Asociación Americana de Terapia Física (APTA) y de las bases de datos Medline, Pubmed y Doyma, en las cuales se utilizó como palabras claves "muscle strength" y "electrical stimulation".	Descriptivo	Se recomienda el uso de la dinamometría o del biofeedback electromiográfico para cuantificar la fuerza producida. Además, es preciso motivar al paciente durante el tratamiento, ya que la literatura indica que al fomentar este factor psicológico se pueden obtener mejores resultados en la fuerza muscular

Laughman, R.K., et al. (2004).	Examinar la efectividad del uso de la electroestimulación muscular del cuádriceps VS contracción muscular isométrica	58 sujetos	Experimental	Los grupos de estimulación eléctrica y ejercicio isométrico mostraron incrementos estadísticamente significativos en el par de torsión del músculo del cuádriceps femoral en comparación con los controles no ejercitados ($p < 0,001$). Los datos apoyaron el uso de este estimulador electrónico como un dispositivo apropiado para fortalecer el músculo esquelético sin esfuerzo voluntario.
Sabut, S., et al. (2010).	Investigar los efectos de la estimulación eléctrica funcional (FES) combinada con programa de rehabilitación convencional sobre el esfuerzo y velocidad de la marcha la actividad de sEMG y respuestas metabólicas en manejo de pie caído en sujetos con accidente cerebrovascular.	15 pacientes con pie caído por accidente cerebrovascular.	Experimental	Mejora significativa en la media-valor absoluto (21.7%), valor RMS (66.3%) y la frecuencia media (10.6%) de la señal de EMG muscular TA, que refleja un aumento de la fuerza muscular. El aumento medio en la velocidad de la marcha fue del 38,7% y una reducción en la PCI del 34,6% entre el inicio y el final del ensayo. También se encontraron mejoras en las respuestas cardiorrespiratorias con reducción en el consumo de oxígeno (24.3%), producción de dióxido de

				carbono (19.9%), frecuencia cardíaca (7.8%) y costo de energía (22.5%) mientras camina con el dispositivo FES.
Da Silva, V. Z., et al. (2015).	Investigar los efectos de la corriente alterna de frecuencia de KHz y de la corriente pulsada de baja frecuencia en la estimulación por evocación del cuádriceps y la incomodidad autoinformada	Búsquedas de ensayos controlados aleatorios y ensayos controlados cuasialeatorios, PubMed, The Cochrane Library, EMBASE, MEDLINE, Base de Datos de Evidencia de Fisioterapia (PEDro), SinoMed, ISI Web of Knowledge y CINAHL.	Descriptivo	La corriente rusa y la de baja frecuencia tienen efectos similares en el fortalecimiento evocado del cuádriceps y el nivel de incomodidad autoinformada en individuos sanos es similar. El pequeño número y la calidad metodológica general de los estudios actualmente disponibles incluidos en este metanálisis indican que se necesitan nuevos ensayos controlados cuasialeatorios para determinar mejor los parámetros óptimos de tratamiento con electro estimulación neuromuscular.
Campos, J., et al. (2016).	Efecto de 8 semanas de corriente TENS modificada y la corriente rusa, sobre la fuerza muscular y la composición corporal	18 participantes edad promedio de 18.6 años	Experimental	El aumento de la fuerza muscular que se refleja en las diferentes técnicas de tratamiento de electroestimulación muscular, indica la potencialidad del sistema que es capaz de mejorar la fuerza dinámica concéntrica en

				movimientos analíticos simples, ya que en los grupos tratados se han conseguido mejoras significativas de aumento de fuerza muscular. Una frecuencia de 50 Hz produciría tetanización de la fibra tipo IIa, mientras que si no se superan los 66 Hz, no se produciría tetanización de la fibra tipo IIb.
Cukic, M. B., et al. (2018).	Examinar cómo la complejidad de la señal de Semg cambia, estimada por la dimensión fractal de Higuchi y la entropía muestral, cambia según la intensidad de la contracción muscular y la perturbación externa de la actividad corticoespinal durante la contracción muscular. Inducida por estimulación magnética transcraneal de un solo pulso	10 participantes: 5 hombres y 5 mujeres.	Experimental	La entropía muestral tiene mejor precisión para el análisis en frecuencias bajas (0-40 Hz), mientras que la dimensión fractal de Higuchi tiene mejor precisión para frecuencias más altas (60-120 Hz). Se recomienda hacer estudios adicionales para explicar la implicación de los cambios en los parámetros no lineales y su relación con los procesos fisiológicos subyacentes de la sEMG.

2. Planteamiento del problema

El uso de técnicas de estimulación eléctrica para potenciación muscular es una aplicación que ha ido en aumento en deportistas de alto rendimiento y en el área de rehabilitación clínica en los últimos años, sin embargo, no todas las corrientes empleadas brindan los mismos resultados. Para el caso de la estimulación eléctrica por corriente rusa, se sabe que propicia una respuesta muscular de forma segura, sin embargo, no se encuentran parámetros de frecuencia establecidos que sirvan como referencia para eficientizar su aplicación en las diversas áreas posibles.

Existen pocas bases para referenciar la dosificación de la corriente rusa, lo cual es clave para continuar en el camino de la investigación y desarrollar más proyectos que contribuyan con el fortalecimiento de datos relacionados a la aplicación de este método de estimulación y, así, poder brindar evidencia práctica para aumentar el nivel de confianza en el uso de este tipo de corriente alterna, y con ello, mejorar la eficacia del tratamiento en el que se emplee.

Herramientas de medición, como lo son la dinamometría isocinética y la aplicación de electromiografía de superficie, no han sido suficientemente explotadas bajo estimulación por corriente rusa; y en menor medida la valoración de los efectos electrofisiológicos que puede producir dicha corriente, información que puede ser de gran utilidad para diagnóstico y/o prescripción de tratamiento clínico.

2.1. Pregunta de investigación

Tomando en cuenta lo antes mencionado, se formula la siguiente pregunta de investigación:

¿Qué modificaciones electrofisiológicas, antropométricas y de capacidades físicas del músculo cuádriceps se obtendrán debido a la estimulación eléctrica por corriente rusa a diferentes frecuencias mediante el análisis de señales electromiográficas de superficie y dinamometría isocinética en participantes sanos?

3. Justificación

Con la aplicación de estimulación eléctrica en individuos que se encuentran en constante actividad física, se producen diversos factores que pueden modificar las condiciones físicas de las fibras musculares, dado que depende del tipo de ejercicio que se realiza, lo cual puede repercutir en producir una hipertrofia muscular, o de manera negativa, una lesión en estructuras anatómicas adyacentes. Adicionalmente, no se deja de lado la intervención del consumo de suplementos alimenticios para un mejor rendimiento físico y/o mental.

La realización de estudios similares al presente, aplicados en deportistas de diferentes disciplinas, dejaría libres muchas variables, por lo que se optó por realizar el presente estudio en individuos sanos, para generalizar con mayor eficacia los resultados, lo que podría permitir una aplicación de estos en las áreas deportiva y de rehabilitación.

El interés en áreas como Medicina Física y Rehabilitación en México ha ido en aumento a lo largo de las últimas dos décadas, donde instituciones públicas como el Instituto Mexicano del Seguro Social y el Sistema Nacional para el Desarrollo encabezan programas de creación de unidades de rehabilitación y promoción de cultura en el área, tratando de hacer llegar este tipo de servicio a niños y adultos que más lo necesitan.

En México, de acuerdo con la Encuesta Nacional de la Dinámica Demográfica 2014, elaborada por el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), se reportó que el 6% de la población presenta alguna discapacidad, y la población con alguna limitación corresponde al 13.2% (46); estos datos representan un incremento en la demanda de servicios de rehabilitación.

Por el otro lado, en el área deportiva, de acuerdo con el reporte anual del 2018 por parte del Módulo de Práctica Deportiva y Ejercicio Físico (MOPRADEF) del INEGI, se estima que el 41.7% de la población mexicana mayor a 18 años realizan actividad física o deporte durante su tiempo libre, mostrando dominancia en la población masculina. Del total de la población físicamente activa, sólo el 52.4% alcanza un nivel de suficiencia para obtener beneficios a la salud según las

recomendaciones de la OMS, en función de la frecuencia, duración e intensidad de la práctica físico-deportiva (47).

Ambos casos mencionados en los párrafos anteriores, son las áreas en donde se puede aplicar en mayor medida un procedimiento de terapia con estimulación eléctrica por corriente rusa, ya sea para rehabilitación de un músculo con daño, o bien, para conseguir mejores resultados físicos con un entrenamiento deportivo.

La mayoría de los métodos convencionales de estimulación eléctrica se hacen mediante corrientes farádicas, las cuales se consideran como corrientes de baja frecuencia para la obtención de respuesta motora y sensitiva, sin embargo, no se aplica mediante una estandarización de parámetros de frecuencia, llegando a producir un ligero malestar en su aplicación (48). La corriente rusa ayuda a disminuir esa incomodidad sensitiva al estar modulada mediante pulsos de baja frecuencia, además de demostrar resultados muy favorables para el aumento de fuerza, masa y potencia muscular (4). A pesar del aumento en el interés de su uso, no existen rangos de frecuencia específicos para eficientizar su aplicación.

Respecto al músculo elegido para estimulación y análisis, se hace la valoración de potenciación muscular sobre el músculo cuádriceps, dado que es uno de los músculos más voluminosos del cuerpo humano, representando el músculo más grande de la parte anterior del muslo (49), además de estar conformado de manera equilibrada tanto de fibras rojas como de fibras blancas.

Por otro lado, la capacidad de evaluar la fuerza muscular en términos de parámetros físicos como fuerza, potencia, trabajo, fatiga, etc., hace del equipo de dinamometría isocinética no sólo un medio de recuperación y reeducación muscular, sino también un fin como instrumento de investigación clínica (50).

Debido al rango de frecuencias registradas en electromiografía (5 – 1,000 Hz) (51), la frecuencia de muestreo para el registro electromiográfico será de 2.5 KHz, basándose en la frecuencia del teorema de muestreo de Nyquist (52), y los rangos que ofrece el equipo de medición.

La originalidad del presente proyecto de investigación recae en que actualmente no existe evidencia científica de evaluaciones cuantitativas y objetivas en relación a la efectividad de la estimulación eléctrica por corriente rusa en relación a la

frecuencia de aplicación con respecto al tipo de fibra muscular para su comportamiento electrofisiológico, el aumento de fuerza, potencia y resistencia a la fatiga, los datos encontrados en cuanto a los beneficios se basan en datos subjetivos como son mejora en la habilidad, tiempos record de la competencia y aumento de distancias, dichas cifras se tornan difícilmente cuantificables debido a que pueden intervenir diversos aspectos que representan sesgos en la investigación. En consecuencia, los beneficios del uso de la estimulación eléctrica se tornan dudosos debido a que no existen datos objetivos resultantes de su uso.

Los resultados de esta evaluación integrarán las bases para el uso de la estimulación eléctrica en cuanto a los modelos de intervención, y, una vez que se determine su efectividad, se podrá utilizar como una herramienta de entrenamiento y permitirá dosificarla para su uso adecuado y seguro.

4. Objetivos

4.1. Objetivo general:

Determinar modificaciones electrofisiológicas, antropométricas y de capacidades físicas del músculo cuádriceps debido a la estimulación eléctrica por corriente rusa mediante el análisis lineal y no lineal de señales electromiográficas de superficie y dinamometría isocinética.

4.2. Objetivos particulares:

- Aplicar estimulación eléctrica por corriente rusa a diferentes frecuencias en músculo cuádriceps de ambos miembros inferiores de participantes sanos.
- Comparar los resultados obtenidos del análisis electromiográfico y de dinamometría isocinética en estado basal y final.
- Encontrar la frecuencia de estimulación eléctrica por corriente rusa más apropiada para el aumento de potencia, fuerza y resistencia del cuádriceps femoral humano.

5. Hipótesis

Dado que la estimulación eléctrica por corriente rusa ha mostrado tener efectos musculares favorables para el aumento de fuerza, potencia y resistencia, y que el análisis electromiográfico de superficie y la dinamometría isocinética son métodos no invasivos para evaluar la actividad muscular, entonces será posible cuantificar los cambios electrofisiológicos musculares y físicos producidos por la corriente rusa en participantes sanos.

6. Metodología

Se formaron 2 grupos de 23 participantes cada uno, obteniendo un total de 92 registros, tanto de sEMG como de dinamometría isocinética: 46 registros previos a la aplicación de estimulación eléctrica (estado basal) y 46 registros al término de la terapia (estado final). Estos grupos estuvieron conformados por un grupo al cual se le aplicó una frecuencia de 50 Hz (G1) y un segundo grupo con 90 Hz (G2). Para ambos grupos, inicialmente (en condiciones basales) se realizó la obtención de señales electromiográficas de superficie y las mediciones en dinamometría isocinética, para dar paso a la aplicación de 15 sesiones de aplicación de corriente, siendo una sesión por día, de lunes a viernes. Al término de las sesiones, se realizó nuevamente la adquisición de las señales electromiográficas de cada uno de los individuos de la población objetivo, así como también fueron sometidos a medición en dinamometría isocinética, para posteriormente realizar los análisis estadísticos correspondientes.

Los valores de frecuencia elegidos para su aplicación están dados de acuerdo con el rango de respuesta de los tres tipos de fibras musculares (41), de dichos valores se eligieron los de frecuencia máxima, para contemplar de esta manera un resultado de su efecto en su frecuencia final, pudiendo concluir con una posible modulación de frecuencia de corriente rusa de acuerdo con el tipo de grupo de fibras musculares al cual le sea aplicada.

6.1. Tiempo y lugar

El periodo de tiempo comprendido entre los meses de octubre a diciembre de 2019 y el mes de febrero y primeras dos semanas de marzo de 2020, en el laboratorio de Terapia Física y Ocupacional de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma del Estado de México.

6.2. Universo de Estudio

El universo de estudio estuvo conformado por 46 alumnos de las Licenciaturas en Terapia Física, Médico Cirujano, Terapia Ocupacional, Nutrición y Bioingeniería Médica de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma del Estado de México.

6.3. Criterios de inclusión

Los criterios de inclusión requeridos en este trabajo de investigación fueron:

- Ser alumno de la Facultad de Medicina Autónoma del Estado de México.
- Edad comprendida entre 18 y 25 años
- Aceptar y firmar el consentimiento informado

6.4. Criterios de exclusión

Los criterios de exclusión requeridos en este trabajo de investigación fueron:

- Quienes no cumplieran con los criterios de inclusión
- No aceptar ni firmar el consentimiento informado
- Refieran alguna contraindicación a la aplicación de la corriente
- Ser deportista
- Contar con un índice de masa corporal (IMC) superior a 25
- Tener problemas musculares y/o inflamatorios
- Presentar alguna lesión muscular en las piernas al momento de la participación

6.5. Criterios de eliminación

Los criterios de eliminación requeridos en esta investigación fueron:

- Alumnos que durante la investigación sufrieran alguna lesión que no les permitiera llevar a cabo el programa
- Alumnos que decidieran abandonar el estudio
- Alumnos que no acudieran a las sesiones establecidas en la investigación
- Señales electromiográficas ruidosas

6.6. Adquisición de las señales de sEMG

Para la adquisición de las señales de sEMG bipolar se utilizó la Estación Virtual de Instrumentación de Laboratorio de Ingeniería ELVIS II de National Instruments con la interfaz de control Biomedical Workbench. Se empleó un sensor de EKG Vernier, cuyas características, y el empleo de electrodos desechables de superficie, permitieron la adquisición de señales electromiográficas de buena calidad para el estudio. Para el uso del sensor Vernier para registros de sEMG, fue necesario establecer los valores de rango de filtrado en la ventana de ajustes del software de control: frecuencia de corte baja a 500 Hz y frecuencia de corte alta a 1 Hz. La frecuencia de muestreo se ajustó a 2.5 KHz.

Gracias a las características de la ELVIS II, fue posible extraer su señal para realizar el análisis cuantitativo, manipulando los datos para obtener las variables que representan información relacionada a la estimación de fuerza y potencia y del cuádriceps de cada individuo de la población objetivo.

Para la colocación de los electrodos de superficie, se ubicó el vientre muscular del vasto lateral en ambos cuádriceps, se colocó el electrodo positivo (V_{IN+}) y el electrodo negativo (V_{IN-}) con 2cm de distancia entre sí. En cuanto a los electrodos de tierra (GND), éste se colocó distal a los otros dos electrodos, eligiendo como punto de colocación 2cm por encima del tobillo. Estos puntos de colocación de los electrodos se encuentran ilustrados en la Figura 7. Se utilizaron electrodos de superficie de Ag/AgCl (plata/cloruro de plata) desechables de la marca Dormo®.

En el procedimiento de adquisición de las señales, se le pidió a cada individuo colocarse en posición de sedestación en una superficie plana, con espalda recta y la cadera y rodilla a 90°, posteriormente, para cada pierna se le pidió realizar 10

repeticiones (una repetición cada 5 segundos), llevando la pierna del ángulo inicial (a 90°, Figura 8 y Figura 9) a una extensión máxima (Figura 10 y Figura 11), realizándola con fuerza suficiente para registrar una serie de contracciones musculares en el cuádriceps útil para la investigación; se aplicó el mismo procedimiento para ambos miembros inferiores.

Por practicidad en la distribución de los cables del equipo, el registro de las señales de sEMG de vasto lateral se llevó a cabo de manera separada, primero la pierna izquierda (PI) y posteriormente la pierna derecha (PD).

En la Figura 9 se muestra a un participante del sexo femenino en disposición para realizar la prueba, con los electrodos colocados en las posiciones antes mencionadas, listo para realizar el registro de la actividad eléctrica muscular.

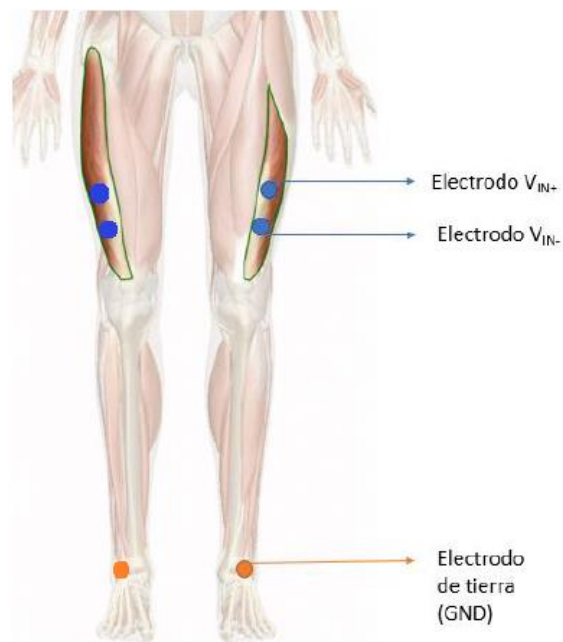


Figura 7: Colocación de los electrodos para el análisis de cada músculo. Marcado en color azul, los electrodos de polaridad del sistema, y en color naranja el punto anatómico en donde se colocará el electrodo de tierra (Imagen adaptada de (53))



Figura 8: Posición inicial para el registro de la señal eléctrica con una serie de 10 repeticiones de extensión de pierna, (Imagen obtenida de (54))

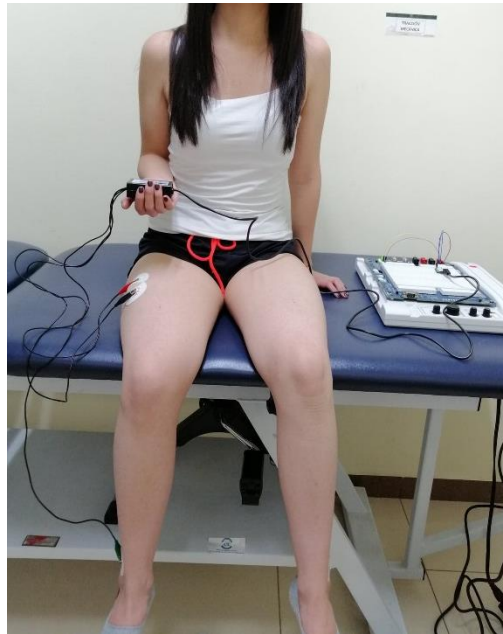


Figura 9: Participante en posición para iniciar prueba con PD

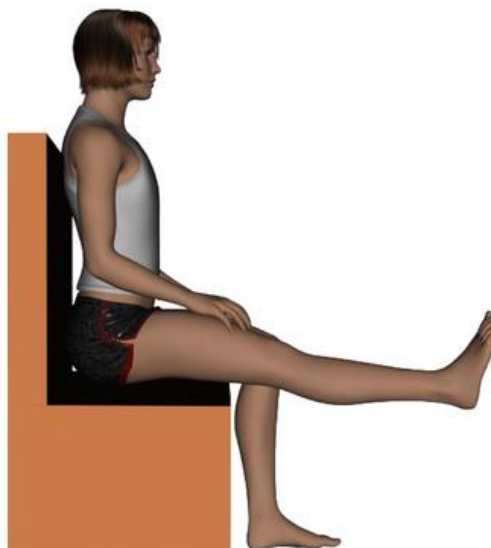


Figura 10: Pierna en extensión, de la cual se registrará la contracción muscular, (Imagen obtenida de (54))

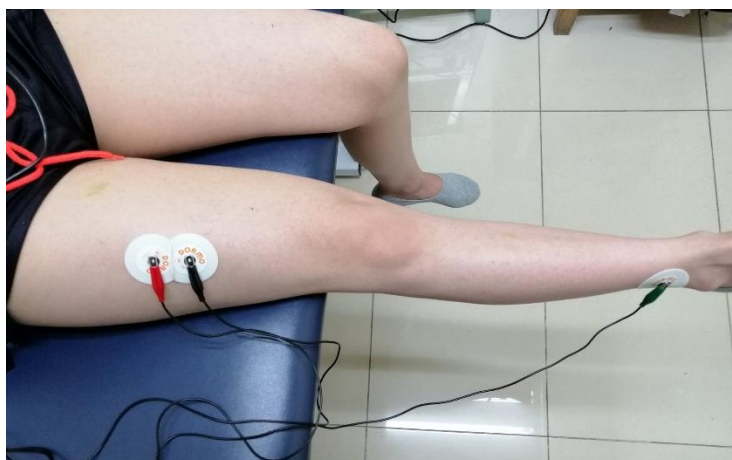


Figura 11: Participante realizando repetición de extensión máxima de pierna para el registro de la actividad eléctrica muscular ante contracción de vasto lateral

Fue el mismo procedimiento el que se realizó para la adquisición de señales de sEMG de vasto lateral de ambos cuádriceps de los participantes en estado basal y posterior a la terapia de 15 sesiones de estimulación eléctrica.

6.7. Evaluación por dinamometría isocinética

Una vez tomado el primer registro de señales electromiográficas, se procedió con las mediciones de dinamometría isocinética en estado basal para obtener las cifras de pico de torque, potencia y resistencia a la fatiga. Para ello, se le pidió al participante colocarse en posición de sedestación sobre la silla especial para el equipo Primus RS (BTE Workforce Solutions, Estados Unidos), sujetando cintura y

muslos con las cintas de fijación para evitar desequilibrio en movimiento corporal (Figura 12).



Figura 12: Posicionamiento del participante previo al inicio de la prueba

Para el estudio, fue utilizado el aditamento especial para evaluación de rodilla que ofrece el fabricante; se ajustó la altura del equipo para hacer coincidir el eje central del dinamómetro con el eje frontal horizontal de la rodilla. Una vez conseguido, se ajustaba la cinta por detrás de la pantorrilla para garantizar el correcto movimiento de la pierna con la barra del equipo.

La evaluación de cada pierna fue por separado, fijando la silla de acuerdo al sentido del movimiento que se realizaría (Figura 13). Las pruebas se realizaron de la siguiente manera:

- Pico de torque: fue la primera prueba aplicada para ambas piernas, debido que a partir de ésta, el sistema del dinamómetro calculó la resistencia a imponer para las siguientes dos pruebas. En ella se promediaron 3 repeticiones, en las que la barra del equipo se fija firmemente y el participante empuja con la mayor fuerza posible de su pierna. El resultado final es reportado en unidades de Newtons metro.
- Potencia: esta prueba tuvo una duración de 10 segundos por miembro inferior, tiempo en el que el participante tuvo que realizar extensión completa

de pierna con la mayor fuerza posible y flexión a 90° el mayor número de veces posibles, considerando un promedio de una repetición por cada segundo. La restricción del movimiento se dio de acuerdo con la resistencia calculada en la primera prueba. El resultado final es el promedio de las potencias de los movimientos registrados, reportado en unidades de Watts.

- Resistencia: la prueba final consistió en realizar el mayor número de repeticiones posibles de extensión completa de pierna y flexión a 90°, con menor grado de resistencia que en la prueba de potencia. El equipo se encargó de detectar el momento en el que se alcanza la fatiga muscular al no registrar un movimiento que rebasara la potencia promedio de las repeticiones anteriores. El resultado final de la prueba es reportado como la cantidad total de trabajo reportado en Joules y el número de repeticiones conseguido en cada miembro inferior.



Figura 13: Del lado izquierdo, participante posicionada para realizar prueba con miembro inferior izquierdo; y del lado derecho, misma participante posicionada para realizar prueba con miembro inferior derecho.

Se siguió la misma metodología para el registro de mediciones de dinamometría isocinética en la prueba final, posterior a la terapia de estimulación eléctrica.

6.8. Aplicación de estimulación eléctrica por corriente rusa

Posterior al registro en estado basal de señales de sEMG y dinamometría isocinética, a cada participante se le aplicaron 15 sesiones de estimulación eléctrica por corriente rusa, de lunes a viernes, con duración de 10 minutos cada una. Para ello se utilizaron equipos de electroterapia modelos 4710 Premium (BTL, Estados Unidos) y Intelect Advanced (Chattanooga, Estados Unidos) de doble canal de salida, con electrodos de hidrogel rectangulares de 5x10cm marca THERATRODE®. Para garantizar la estimulación correcta de las cuatro porciones del cuádriceps, la forma de aplicación de la corriente fue por grupo muscular, es decir, colocando un electrodo en cada extremo a tratar, en este caso, sobre los tercios proximal y distal del cuádriceps de ambas piernas, discriminando polaridad. Esta colocación se ejemplifica en la Figura 14.

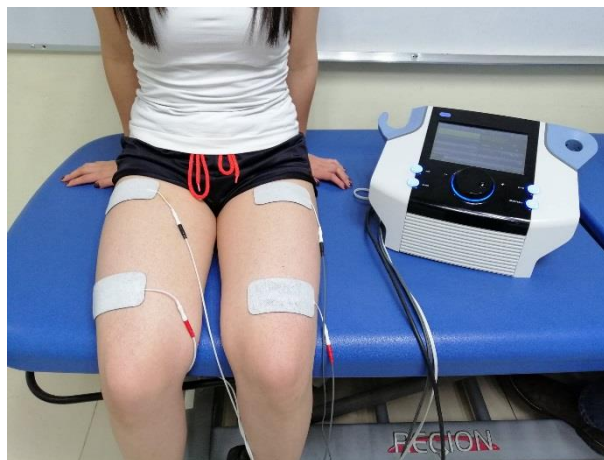


Figura 14: Participante con electrodos de estimulación eléctrica colocados para estimulación de cuádriceps en ambas piernas

6.9. Medición del perímetro del muslo

Una variable extra con la cual se trabajó, fue con el perímetro del muslo, para ello, se tomó como referencia de punto de medición 10 cm por encima del borde superior de la rótula, con el participante en posición decúbito dorsal y empleando una cinta métrica. Esta medición se realizó previo a la terapia de estimulación eléctrica y posterior a ella en ambas extremidades.

6.10. Preprocesamiento de señales de sEMG

Una vez obtenidas las señales, se procedió a realizar su tratamiento mediante el software MATLAB versión R2015a (The Mathworks Inc., Natick Massachusetts, Estados Unidos), iniciando con un preprocesamiento para cada señal, en cual se segmentaron 5 de los 10 bursts de sEMG (periodos en los que se registra la actividad eléctrica muscular producida por contracciones voluntarias), eligiendo visualmente los que tuvieran un comportamiento similar, relacionando valor pico-pico (mV) y duración del burst (segundos).

6.11. Procesamiento de señales de sEMG

Para obtener los valores cuantitativos de cada una de las cuatro señales por participante (estado basal, posterior a la terapia de estimulación eléctrica, de ambos miembros inferiores), ya segmentadas, se le aplicaron técnicas de procesamiento, tales como: Valor RMS, Área Bajo la Curva y Entropía Muestral. El análisis de las señales se realizó utilizando el software MATLAB (R2015a, Mathworks).

6.11.1. Valor RMS

El Valor RMS representa el poder eléctrico de una señal de EMG y su relación con el estado físico muscular; matemáticamente se entiende como la raíz cuadrada del área entre el cuadrado de la señal y el tiempo computado en un intervalo de tiempo dividido entre dicho tiempo (20). Este valor está dado por la ecuación 3 (10).

$$V_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N V_i^2} \quad (3)$$

6.11.2. Área Bajo la Curva

El AUC representa la cantidad total de actividad muscular en un intervalo de tiempo, para su obtención es necesario la rectificación de la señal (pasando toda la información de la señal a valor absoluto), posterior a ello se procede a obtener el área de la curva de la envolvente de la señal de sEMG (20). La envolvente de la señal fue calculada mediante la transformada de Hilbert (HT), la cual es útil para analizar los cambios de frecuencia y amplitud de la señal en el tiempo. La HT está dada por la ecuación 4 (55).

$$H[x(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(t)}{t-\tau} d\tau \quad (4)$$

La ecuación 4 refiere que la HT es la convolución entre la función a ser estudiada con el inverso del tiempo y, por tanto, enfatiza en las propiedades locales de la función (56).

6.12. Análisis Estadístico

El análisis estadístico se realizó con el software GraphPad Prism 8.0.2, en primera instancia se evaluó la normalidad de los datos mediante el criterio de Shapiro-Wilk. Para los datos de las variables que no cumplieron con dicho criterio, el tipo de prueba que se implementó para realizar la comparación fue una prueba no paramétrica de Wilcoxon, mientras que para los datos que si lo cumplieron, se realizó una Prueba T pareada.

6.13. Definición de variables

En la siguiente tabla se describen las variables que se utilizaron en el presente estudio:

Tabla 3: Tabla de variables

Variab	Definición Conceptual	Definición Operacional	Tipo de Variable	Nivel de Medición	Item
Perímetro del muslo	Medida antropométrica del máximo contorno del muslo	Contorno del muslo, tomando la media del muslo, medido con cinta métrica flexible	Cuantitativa continua	Centímetros	Miembro inferior en reposo
RMS	Mide el poder eléctrico de la señal de sEMG	Raíz cuadrada del área entre el cuadrado de la señal y el tiempo computado en un intervalo de tiempo dividido entre dicho tiempo	Cuantitativa continua	Cuadrático	sEMG de cuádriceps femoral

AUC	Cantidad total de actividad muscular en un intervalo de tiempo	Integración de la señal de sEMG	Cuantitativa continua	Adimensional	sEMG de cuádriceps femoral
Entropía muestral	Método de medida de la complejidad y aleatoriedad de las señales	Logaritmo natural de la probabilidad posterior de que dos secuencias coincidan con m puntos entre la probabilidad actual	Cuantitativa continua	Adimensional	sEMG de cuádriceps femoral
Pico de torque	Fuerza máxima que es capaz de desarrollar un músculo en un vector de movimiento	Momento de fuerza o momento dinámico que se obtiene a partir del punto de aplicación de la fuerza	Cuantitativa continua	Newton metro (N.m)	Extensión de pierna izquierda y pierna derecha
Potencia	Cantidad de trabajo que se realiza por unidad de tiempo	Cantidad de trabajo sobre tiempo	Cuantitativa continua	Watts (W)	Extensión de pierna izquierda y pierna derecha
Resistencia a la fatiga	Menor desarrollo de fuerza que la esperada a consecuencia de un trabajo muscular exhaustivo	Número de repeticiones efectivas registradas en un intervalo de tiempo antes de la disminución del trabajo muscular	Cuantitativa continua	Joules (J)	Extensión de pierna izquierda y pierna derecha

6.14. Diagrama general de la metodología empleada

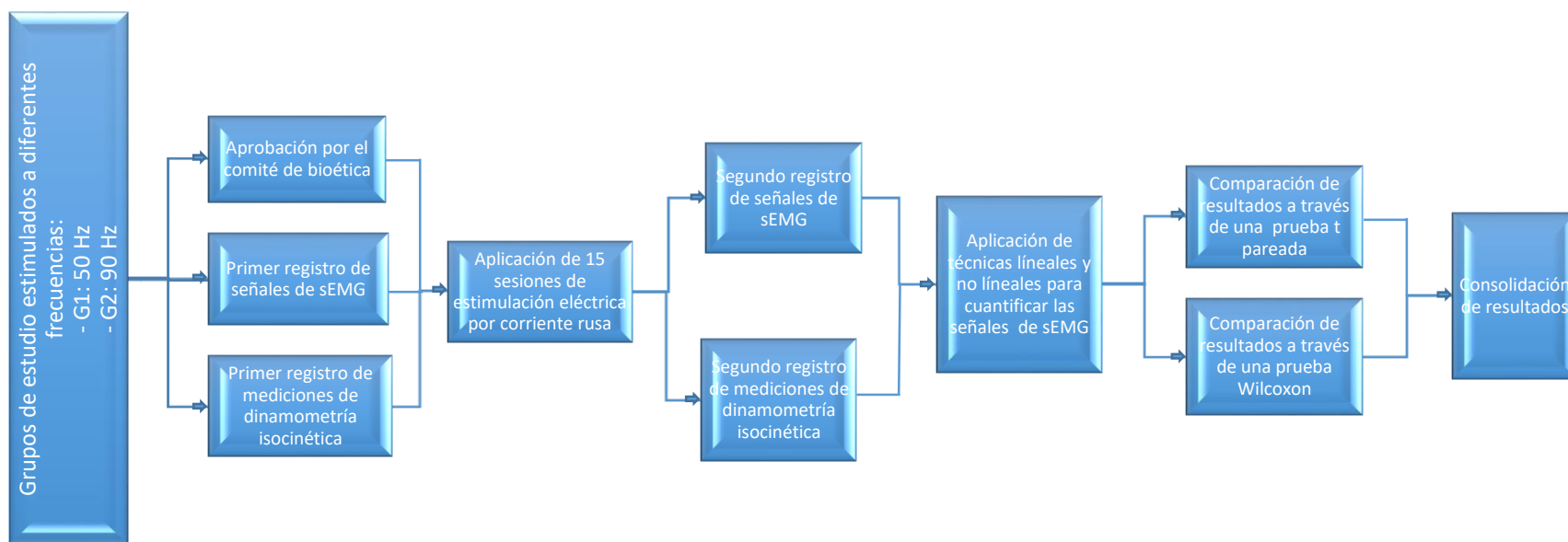


Figura 15: Diagrama general de la metodología empleada

7. Aspectos Éticos y de Bioseguridad

Al tratarse de un proyecto de investigación que involucra la intervención en seres humanos, se tomó en cuenta el Reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud en su título primero, artículo 3°, Título segundo, artículo 13, artículo 14, sección I, II, V, VII; Artículo 15, Artículo 17 sección II, Artículo 18, 19, 20, 21; Título tercero Capítulo I, Artículo 61, Capítulo III, Artículo 72, Título quinto, Capítulo Único, Artículo 98, 99 y 100.

De acuerdo al artículo 17 del Reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud, se consideró que el tipo de riesgo de dicha investigación es mínimo, ya que se intervino con un programa de estimulación eléctrica en voluntarios sanos.

Así mismo, considerará lo declarado en la Asociación Médica Mundial a través de la Declaración de Helsinki como una propuesta de principios éticos para investigación médica en seres humanos incluida la investigación del material humano y de información identificables.

En relación a los artículos y disposiciones que integran el proyecto de investigación presente, se entregó por escrito a todos los participantes del estudio una carta con objetivos y propósitos del estudio, misma que será leída personalmente. Se informó además de los beneficios y/o riesgos documentados en la bibliografía. En cuanto a los procedimientos a los que fueron sometidos los participantes, se les informó acerca de posibles molestias, duración del estudio, el derecho a retirarse si perciben alguna molestia o si su deseo es omitir su participación. Cabe mencionar que no existió ningún incentivo económico especial por participar en el estudio.

La manera en que fue mantenida la confidencialidad de los datos es evitando manejar datos de identificación personales como son: nombre, dirección y teléfono. Así mismo, el estudio no requirió el uso y manejo de fotografías ni videos relacionados con la intervención.

La carta de consentimiento informada integró en sus apartados un párrafo en donde se informó que el consentimiento para participar en el estudio es libre e

informado. Se muestra un ejemplo de estas cartas de consentimiento informado en la en el apartado de Anexos.

En la Figura 25 se muestra el documento de evaluación y aprobación de protocolo de investigación aprobado por parte del Comité de Ética en Investigación de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma del Estado de México.

8. Resultados

En la siguiente tabla se muestran las características clínicas de los participantes de los grupos estimulados con corriente rusa a 50 Hz (23 participantes) y a 90 Hz (23 participantes).

Tabla 4: Características clínicas del G1 y G2

DESCRIPCIÓN	GRUPO 1: 50 Hz	GRUPO 2: 90 Hz
Sexo (M/F)	15 F, 8 M	20 F, 3 M
Edad	21, [19,22]	21, [18,23]
IMC	21.4, [20.1,22.2]	22.5, [20.1,24.2]
Pierna dominante	1 Izq, 22 Der	5 Izq, 18 Der

Nota: Los valores entre corchetes son expresados como mediana (rango intercuartil)

8.1. Resultados del análisis electromiográfico

Se trabajó con un total de 184 señales electromiográficas correspondientes a los 46 participantes que conformaron el G1 y G2.

En las Figuras 16, 17 y 18 se observan 8 paneles que contienen los diagramas de caja que muestran la comparación de los resultados en estado basal y final de los participantes del G1. Del lado izquierdo se encuentran los resultados correspondientes a PI y del lado derecho los resultados correspondientes a PD.

Para los datos antropométricos (Figura 16), se encontraron diferencias significativas en los valores promedio del perímetro de PI entre las condiciones basal y final (42.75 ± 3.41 cm) vs. (43.67 ± 3.20 cm) ($P=0.0003$, Figura 16a),

respectivamente. Así como en el perímetro de PD entre las condiciones basal y final (42.68 ± 3.25 cm) vs. (43.86 ± 2.97 cm) ($P=0.0007$, Figura 16b), respectivamente.

Para los parámetros electrofisiológicos (Figura 17), se encontraron diferencias significativas en los valores promedio de valor RMS de PI entre las condiciones basal y final (0.08634 ± 0.03669) vs. (0.11110 ± 0.05170) ($P=0007$, Figura 17a), respectivamente. Para la variable AUC, en los diagramas de caja se observan el valor promedio y valor máximo ligeramente incrementados en los datos de la pierna izquierda en estado final respecto al estado inicial, sin embargo, no se reportó estadísticamente significativo. En cuanto a la SampEn (Figura 18), se encontraron diferencias significativas en los valores promedio de SampEn con $M=1$ de PI entre las condiciones basal y final (0.76660 ± 0.10040) vs. (0.56010 ± 0.07065) ($P<0.0001$, Figura 18a), respectivamente. Así como en la SampEn con $M=1$ de PD entre las condiciones basal y final (0.78090 ± 0.13230) vs. (0.52490 ± 0.13860) ($P<0.0001$, Figura 18b), respectivamente. Para SampEn con $M=2$, se encontraron diferencias significativas en los valores promedio entre las condiciones basal y final (0.08455 ± 0.02714) vs. (0.04939 ± 0.02237) ($P<0.0001$, Figura 18c), respectivamente. Así como en la SampEn con $M=2$ de PD entre las condiciones basal y final (0.09291 ± 0.03314) vs. (0.05364 ± 0.02428) ($P<0.0001$, Figura 18d), respectivamente.

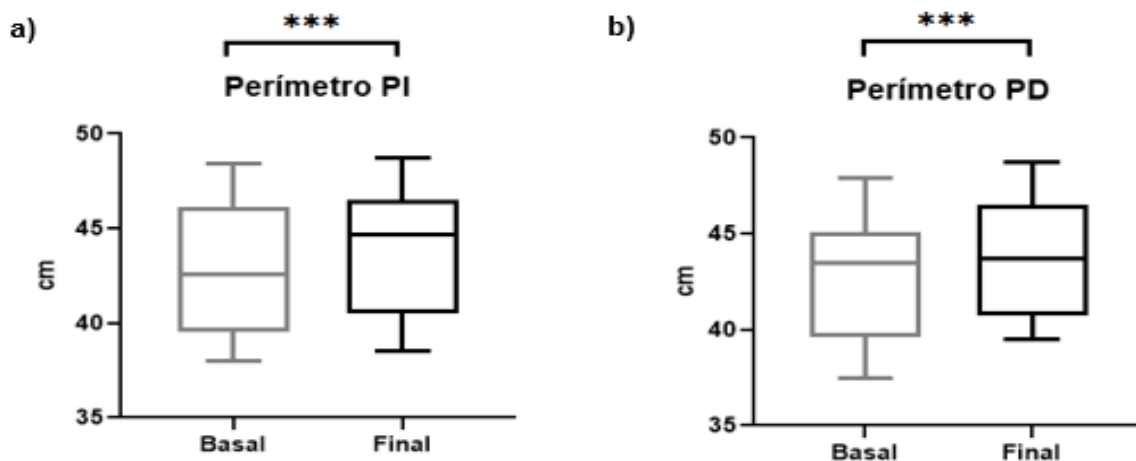


Figura 16: Diagramas de caja de las diferentes técnicas empleadas para la valoración del efecto de la aplicación de corriente rusa a 50 Hz en músculo cuádriceps a través del análisis electromiográfico del vasto lateral de manera bilateral en miembros inferiores: a) medición de perímetro del muslo de pierna izquierda (** $P=0.0003$, de acuerdo a la prueba Wilcoxon con rango signado de pares coincidentes), b) medición de perímetro del muslo de pierna derecha (** $P=0.0007$, de acuerdo a la prueba T pareada).

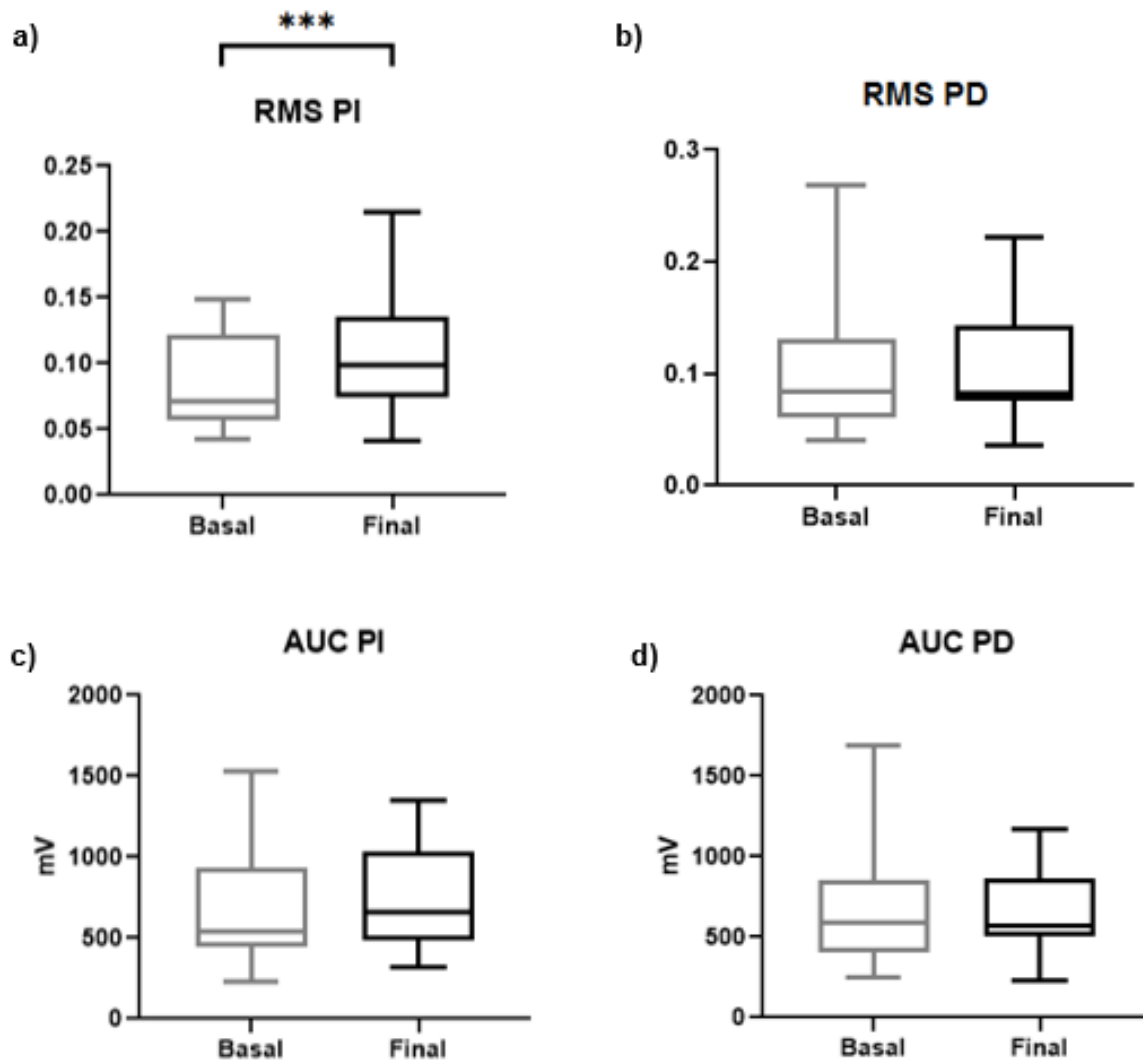


Figura 17: Diagramas de caja de las diferentes técnicas empleadas para la valoración del efecto de la aplicación de corriente rusa a 50 Hz en músculo cuádriceps a través del análisis electromiográfico del vasto lateral de manera bilateral en miembros inferiores: a) valor RMS de pierna izquierda (** $P=0.0007$, de acuerdo a la prueba Wilcoxon con rango signado de pares coincidentes), b) valor RMS de pierna derecha, c) AUC de pierna izquierda, d) AUC de pierna derecha.

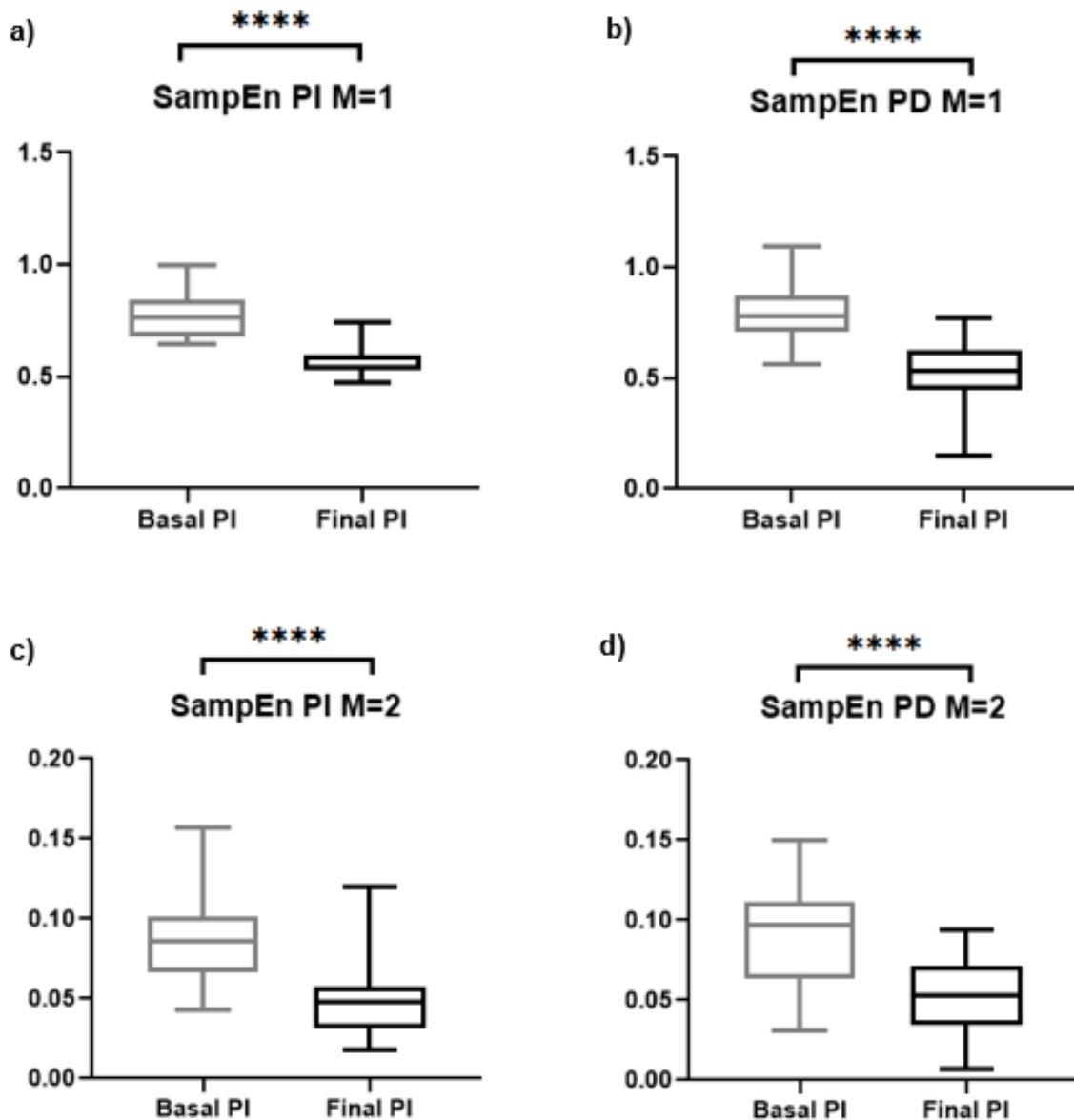


Figura 18: Diagramas de caja de las diferentes técnicas empleadas para la valoración del efecto de la aplicación de corriente rusa a 50 Hz en músculo cuádriceps a través del análisis electromiográfico del vasto lateral de manera bilateral en miembros inferiores: a) SampEn de pierna izquierda con M=1 (****P<0.0001, de acuerdo a la prueba Wilcoxon con rango signado de pares coincidente), b) SampEn de pierna derecha con M=1 (****P<0.0001, de acuerdo a la prueba T pareada), c) SampEn de pierna izquierda con M=2 (****P<0.0001, de acuerdo a la prueba Wilcoxon con rango signado de pares coincidentes), d) SampEn de pierna derecha con M=2 (****P<0.0001, de acuerdo a la prueba T pareada).

En las Figuras 19, 20 y 21 se observan 8 paneles que contienen los diagramas de caja que muestran la comparación de los resultados en estado basal y final de los participantes del G2. Para los datos antropométricos (Figura 19), se encontraron diferencias significativas en los valores promedio del perímetro de PI entre las condiciones basal y final (43.46 ± 3.08 cm) vs. (44.28 ± 3.31 cm) ($P < 0.0001$, Figura 19a), respectivamente. Así como en el perímetro de PD entre las condiciones basal

y final (43.30 ± 2.81 cm) vs. (44.34 ± 3.35 cm) ($P < 0.0001$, Figura 19b), respectivamente.

Para los parámetros electrofisiológicos (Figura 20), se encontraron diferencias significativas en los valores promedio de la RMS de PI entre las condiciones basal y final (0.10300 ± 0.03085) vs. (0.12600 ± 0.04412) ($P = 0.0037$, Figura 20a), respectivamente Así como el valor promedio de la RMS entre las condiciones basal y final (0.11310 ± 0.03508) vs. (0.12370 ± 0.03972) ($P = 0.0393$, Figura 20b), respectivamente. Respecto al AUC, se encontraron diferencias significativas en los valores promedio de PI entre las condiciones basal y final (665.5 ± 197.9 mV) vs. (775.3 ± 291.4 mV) ($P = 0.0323$, Figura 20c), respectivamente; mientras que para PD se observa un valor máximo y valor promedio mayor, respecto a los datos de PD del G2 en estado basal, pero de igual forma se exhibe un valor mínimo de AUC considerablemente inferior, siendo reportado como no estadísticamente significativo. En cuanto a la SampEn (Figura 21), no se encontraron diferencias significativas en los valores promedio de SampEn con $M=1$ y $M=2$. En el diagrama de caja de SampEn de PI con $M=2$ (Figura 21c) se observa disminución en los valores de entropía en estado final respecto a los valores en estado basal, sin embargo, no se reportó estadísticamente significativo.

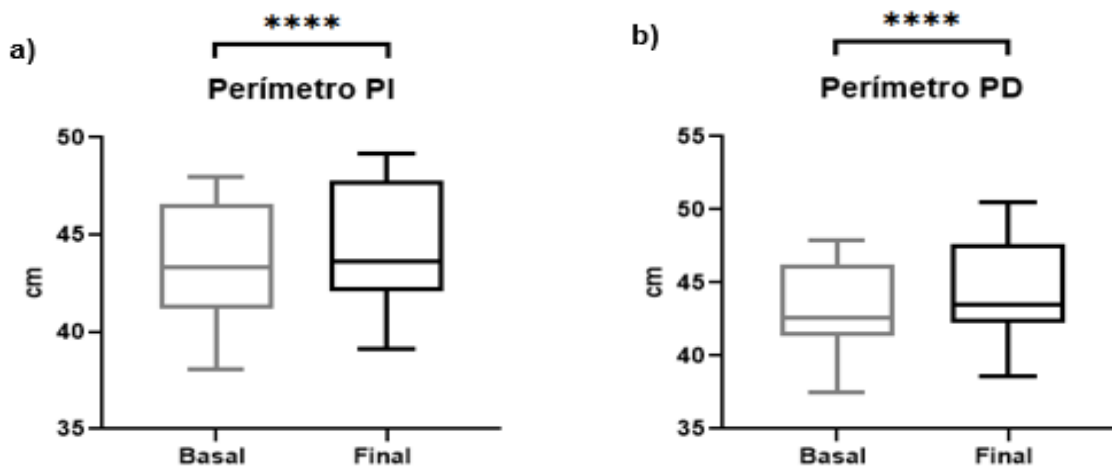


Figura 19: Diagramas de caja de las diferentes técnicas empleadas para la valoración del efecto de la aplicación de corriente rusa a 90 Hz en músculo cuádriceps a través del análisis electromiográfico del vasto lateral de manera bilateral en miembros inferiores: a) perímetro del muslo de pierna izquierda (**** $P < 0.0001$, de acuerdo a la prueba T pareada), b) perímetro del muslo de pierna derecha (**** $P < 0.0001$, de acuerdo a la prueba T pareada).

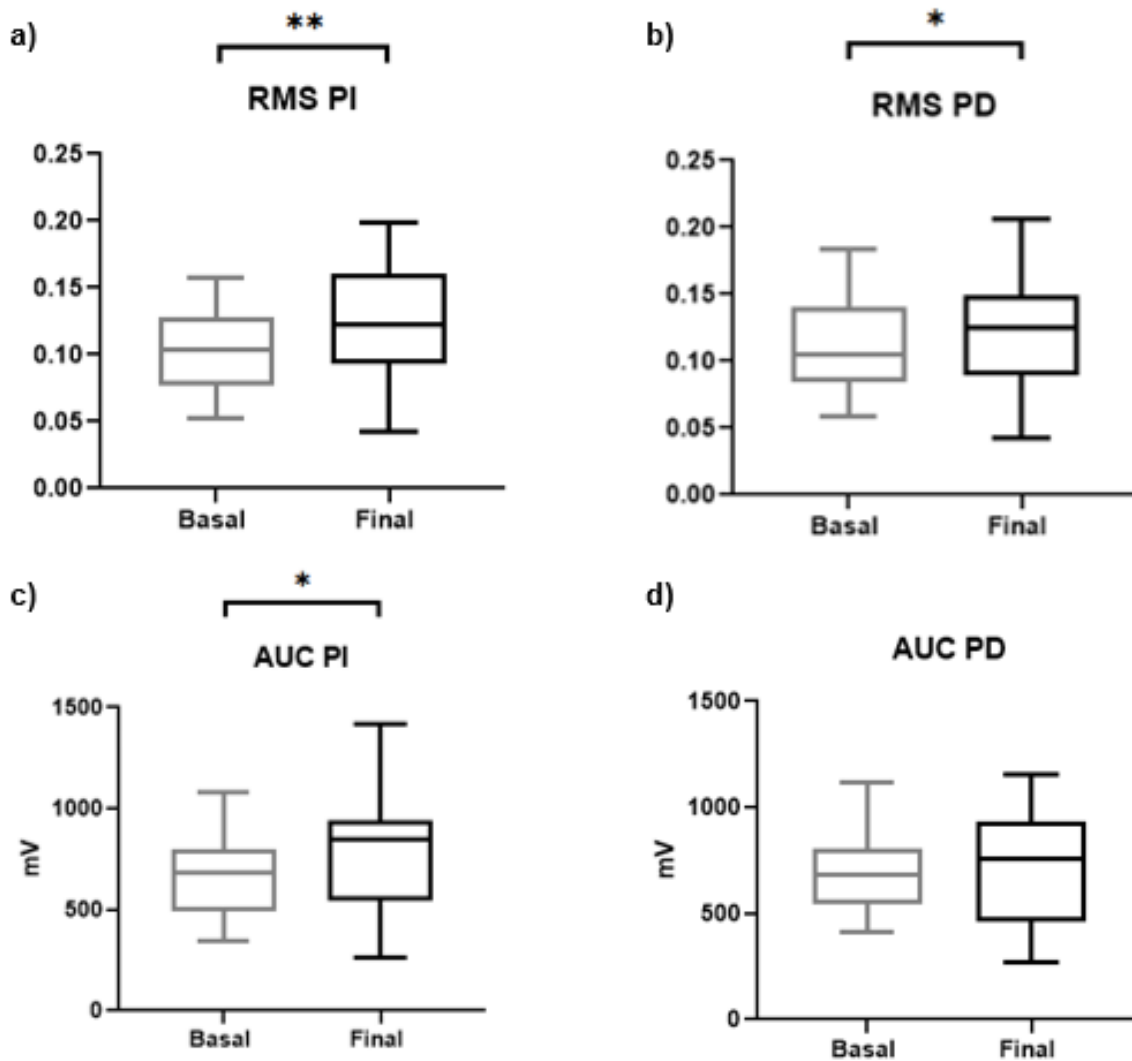


Figura 20: Diagramas de caja de las diferentes técnicas empleadas para la valoración del efecto de la aplicación de corriente rusa a 90 Hz en músculo cuádriceps a través del análisis electromiográfico del vasto lateral de manera bilateral en miembros inferiores: a) valor RMS de pierna izquierda $**P=0.0037$ de acuerdo a la prueba T pareada, b) valor RMS de pierna derecha ($*P=0.0393$, de acuerdo a la prueba T pareada), c) AUC de pierna izquierda ($*P=0.0323$, de acuerdo a la prueba T pareada), d) AUC de pierna derecha.

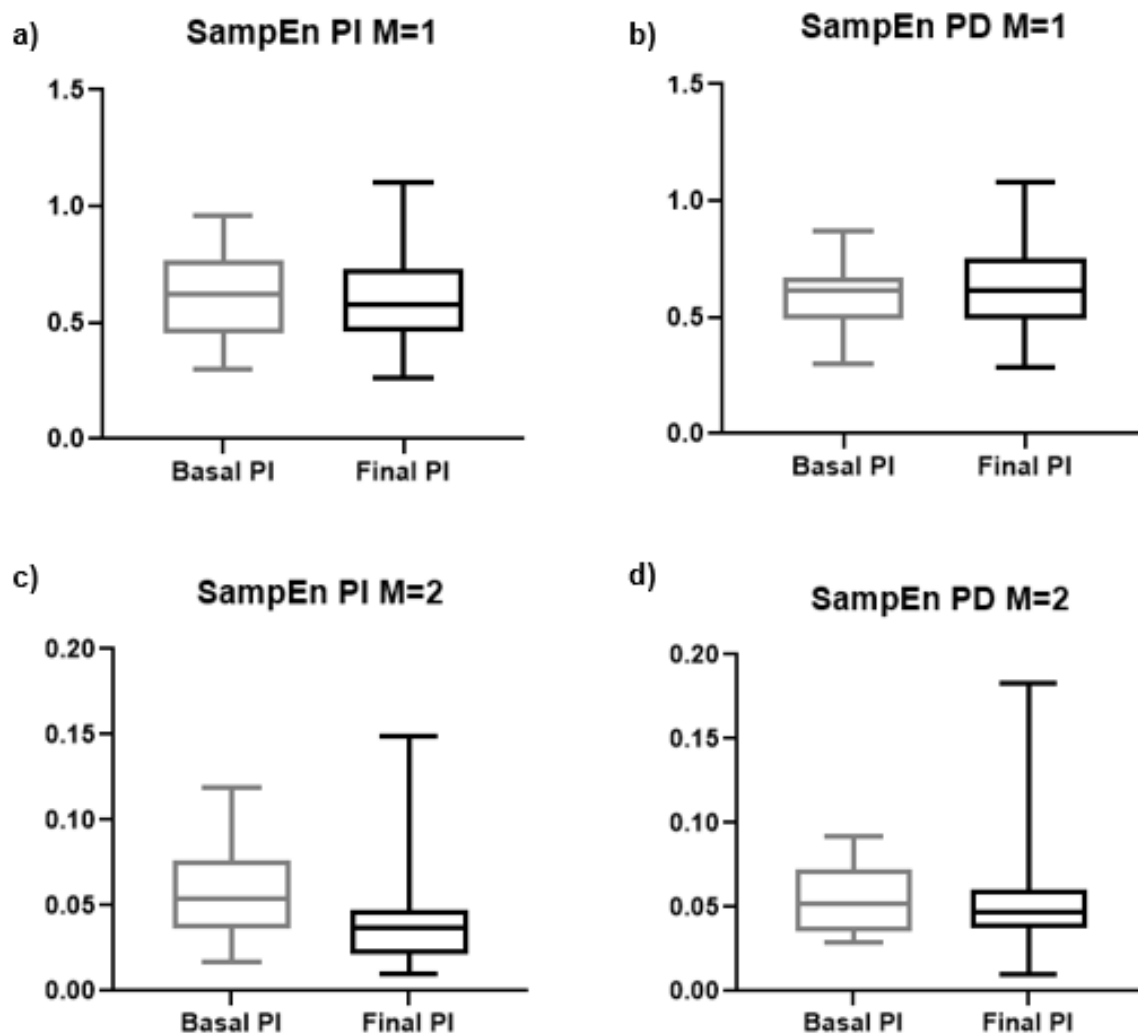


Figura 21: Diagramas de caja de las diferentes técnicas empleadas para la valoración del efecto de la aplicación de corriente rusa a 90 Hz en músculo cuádriceps a través del análisis electromiográfico del vasto lateral de manera bilateral en miembros inferiores: a) SampEn de pierna izquierda con $M=1$, b) SampEn de pierna derecha con $M=1$, c) SampEn de pierna izquierda con $M=2$, d) SampEn de pierna derecha con $M=2$.

En la Figura 22 se muestra el ejemplo de señales completas correspondientes a un participante en estado basal y final, respectivamente, sobre las cuales se trabajó para su segmentación y cuantificación posterior.

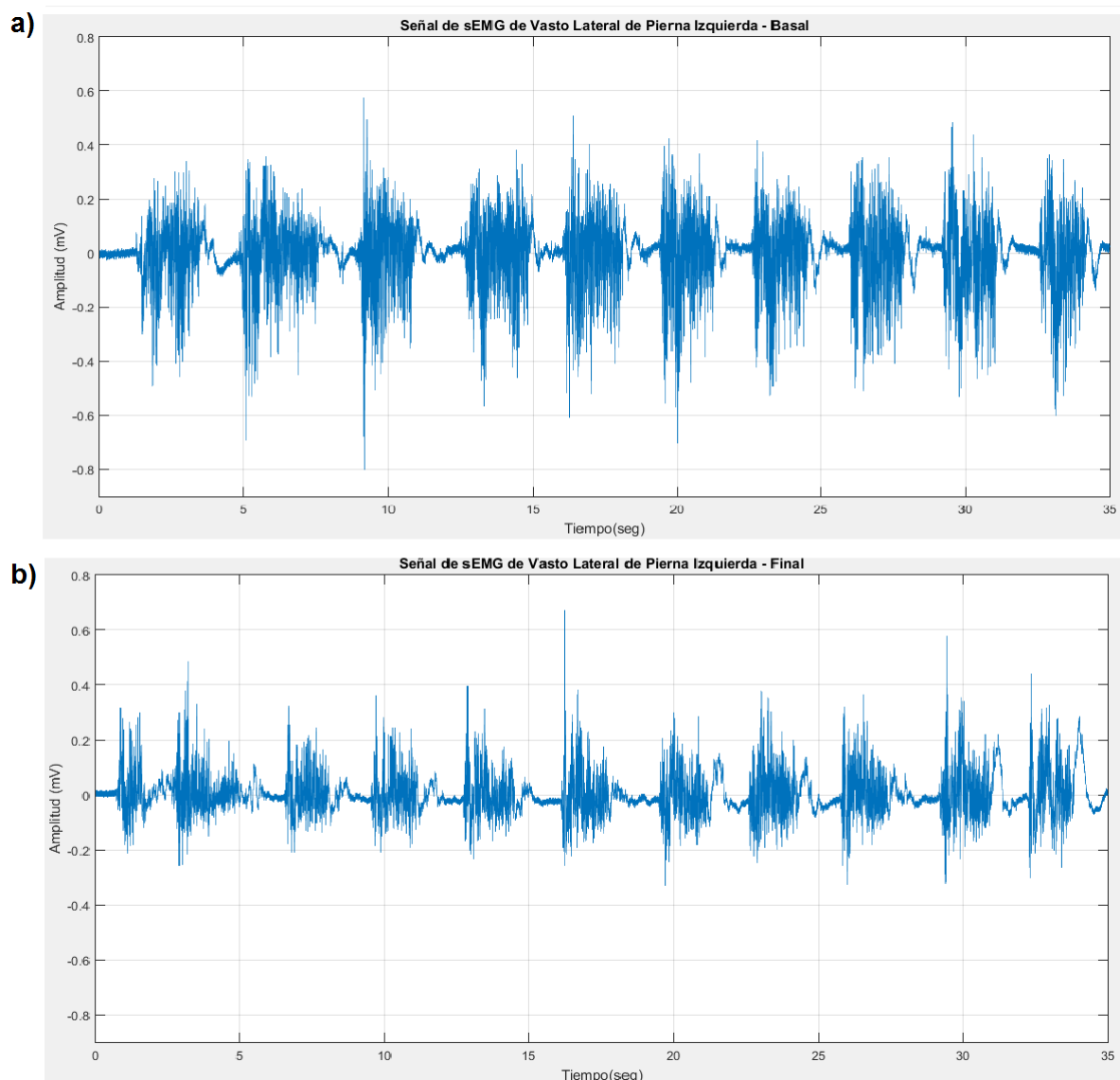


Figura 22: Ejemplo representativo de señales de sEMG de vasto lateral de pierna izquierda de un participante del estudio en estado inicial (a) y estado final (b).

8.2. Resultados de dinamometría isocinética

En la Figura 23 se observan 6 paneles que contienen los diagramas de caja que muestran la comparación de los resultados de dinamometría isocinética en estado basal y final de los participantes del G1. No se reportaron diferencias significativas en incremento de pico de torque en ninguno de los miembros inferiores; se encontraron diferencias significativas en los valores promedio de potencia de PI entre las condiciones basal y final (69.48 ± 27.04 W) vs. (90.17 ± 31.89 W) ($P=0.0005$, Figura 23c), respectivamente. Así como en la potencia de PD entre las

condiciones basal y final (73.96 ± 33.10 W) vs. (91.35 ± 28.55 W) ($P=0.0007$, Figura 23d), respectivamente. En la evaluación de resistencia se encontraron diferencias significativas en PI entre las condiciones basal y final (2864 ± 1050 J) vs. (2471 ± 920.4 J) ($P=0.0074$, Figura 23e), respectivamente. Así como en la evaluación de resistencia de PD entre las condiciones basal y final (2836 ± 884.2 J) vs. (2413 ± 1012 J) ($P=0.0138$, Figura 23f), respectivamente

En la Figura 24 se observan 6 paneles que contienen los diagramas de caja que muestran la comparación de los resultados de dinamometría isocinética en estado basal y final de los participantes del G2. No se reportaron diferencias significativas en incremento de pico de torque en ninguno de los miembros inferiores; se encontraron diferencias significativas en los valores promedio de potencia de PI entre las condiciones basal y final (79.52 ± 21.84 W) vs. (93.30 ± 32.82 W) ($P=0.0046$, Figura 24c), respectivamente. En la evaluación de resistencia se encontraron diferencias significativas en PI entre las condiciones basal y final (2348 ± 662.6 J) vs. (2046 ± 791.5 J) ($P=0.0071$, Figura 24e), respectivamente.

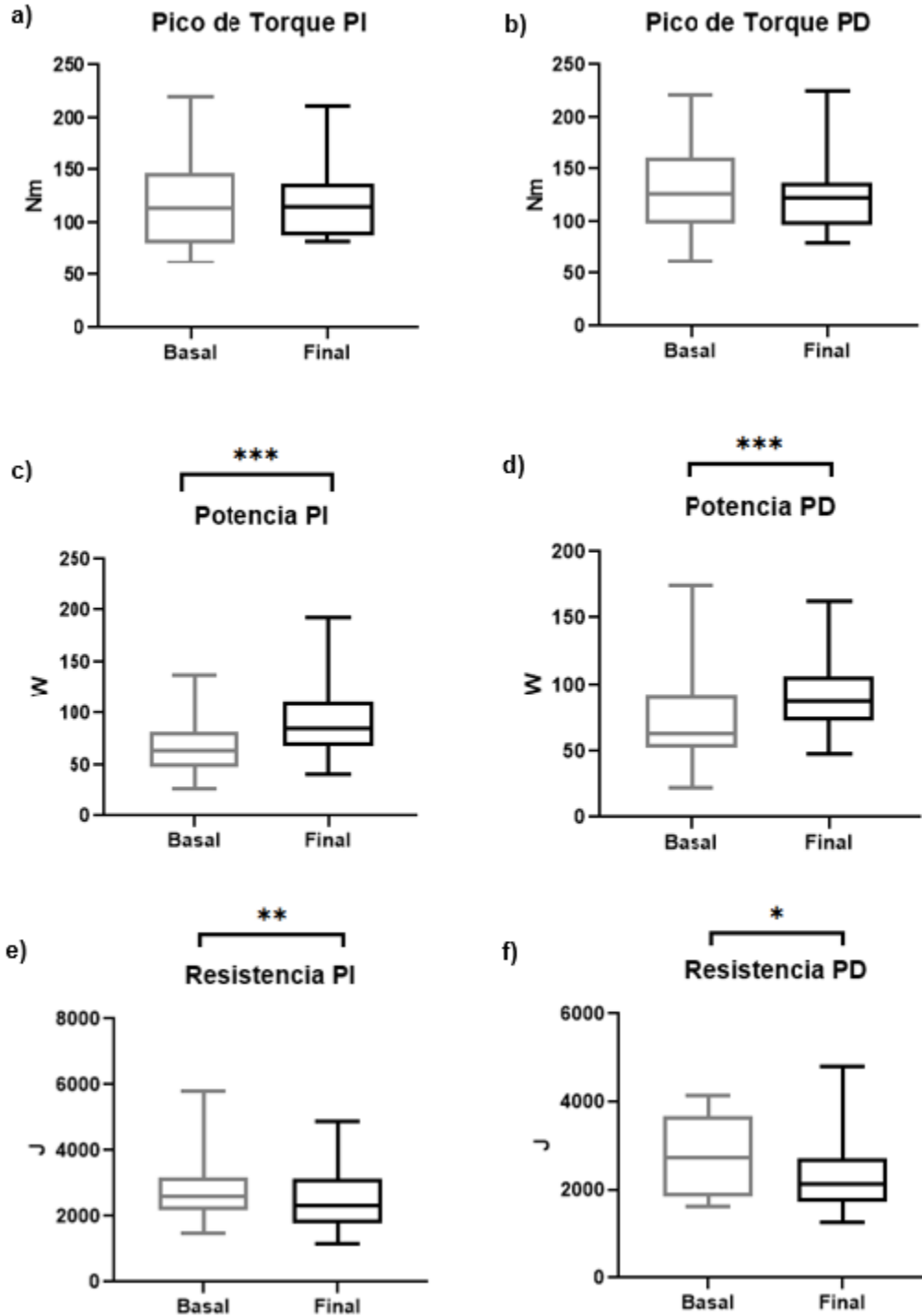


Figura 23: Diagramas de caja de las diferentes técnicas empleadas para la valoración del efecto de la aplicación de corriente rusa a 50 Hz en músculo cuádriceps a través de medición de dinamometría isocinética de manera bilateral en miembros inferiores: a) medición pico de torque de pierna izquierda, b) medición de pico de torque de pierna derecha, c) medición de potencia de pierna izquierda (** $P=0.0005$, de acuerdo a la prueba Wilcoxon con rango signado de pares coincidentes), d) medición de potencia de pierna derecha (** $P=0.0007$, de acuerdo a la prueba Wilcoxon con rango signado de pares coincidentes), e) medición de resistencia de pierna izquierda (** $P=0.0074$, de acuerdo a la prueba Wilcoxon con rango signado de pares coincidentes), f) medición de resistencia de pierna derecha (* $P=0.0138$, de acuerdo a la prueba Wilcoxon con rango signado de pares coincidentes).

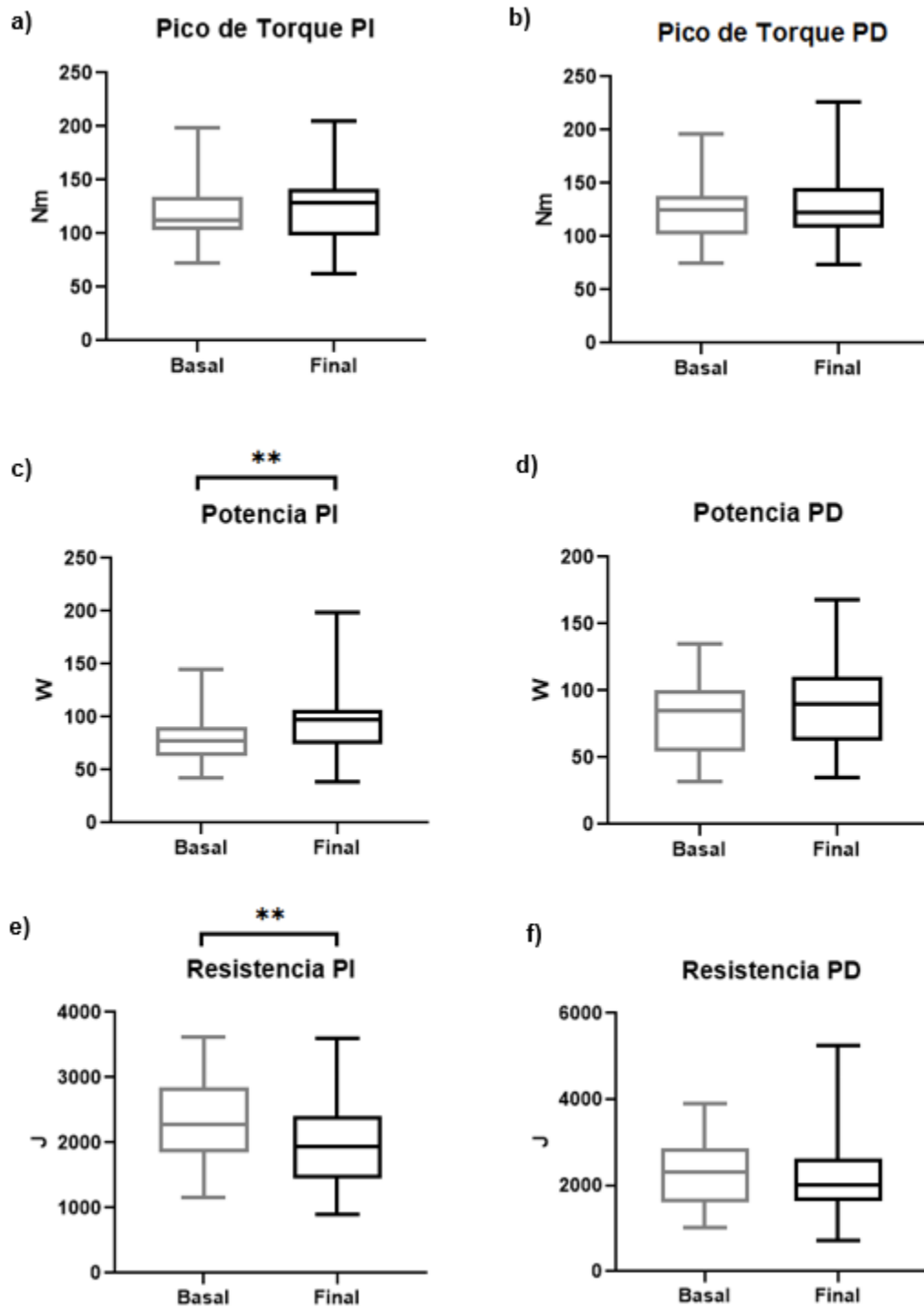


Figura 24: Diagramas de caja de las diferentes técnicas empleadas para la valoración del efecto de la aplicación de corriente rusa a 90 Hz en músculo cuádriceps a través de medición de dinamometría isocinética de manera bilateral en miembros inferiores: a) medición de pico de torque de pierna izquierda, b) medición de pico de torque de pierna derecha, c) medición de potencia de pierna izquierda (** $P=0.0046$, de acuerdo a la prueba Wilcoxon con rango signado de pares coincidentes), d) medición de potencia de pierna derecha, e) medición de resistencia de pierna izquierda (** $P=0.0071$, de acuerdo a la Prueba T pareada), f) medición de resistencia de pierna derecha.

9. Conclusiones

El presente trabajo tuvo como objetivo poder determinar modificaciones electrofisiológicas, antropométricas y de capacidades físicas del músculo cuádriceps debido a la estimulación eléctrica por corriente rusa mediante el análisis lineal y no lineal de señales electromiográficas de superficie y dinamometría isocinética.

El perímetro del muslo, como medida antropométrica del contorno del muslo, se vio incrementado en ambos miembros inferiores, tanto en G1 (50 Hz) como en G2 (90Hz). Como se muestra en las Figuras 16 y 19, se registraron diferencias significativas para ambos grupos entre el estado basal y final de PI (Figura 16a y Figura 19a) y de PD (Figura 16b y Figura 19b), lo cual representa un aumento del tamaño de volumen muscular del cuádriceps femoral; esta medición se realizó en el total de masa de la pierna. Con estos resultados podemos asumir que la aplicación de estimulación eléctrica por corriente rusa en músculo sano es eficaz para el desarrollo de hipertrofia muscular en cuádriceps femoral, teniendo un mejor resultado en su aplicación a 90 Hz, en contraste a la aplicación de la estimulación a 50 Hz (1,57).

La RMS, como variable de medición del poder eléctrico de la señal de sEMG, demostró diferencias significativas entre estado basal y final de PI (Figura 20a) en G1, y en PI y PD de G2 (Figura 20a y 20b, respectivamente). Para este caso, se observó un aumento de poder eléctrico de las señales en el miembro inferior izquierdo de G1, y un aumento bilateral en el G2. De acuerdo con la literatura consultada, estos resultados podrían sugerir que a mayor frecuencia de estimulación, mayor será la manifestación de la fuerza máxima y potencia del músculo estimulado, lo cual se ve reflejado en un mayor valor RMS de la señal de sEMG (5,58,59).

La potencia muscular, también nombrada fuerza explosiva, definida como el producto de la fuerza de contracción muscular por la velocidad del movimiento (59), mostró diferencias significativas entre estado basal y final de PI (Figura 23c) y PD (Figura 23d) en G1, y en PI (Figura 24a) de G2. Esto evidenció mayor eficacia para

aumento de potencia muscular ante MVC en dinamometría isocinética tras la estimulación eléctrica del cuádriceps a 50 Hz.

El AUC es conocido como el proceso de integración de la señal electromiográfica en un intervalo de tiempo, lo cual refleja la cantidad total de actividad muscular (20). No se encontraron diferencias significativas en el G1, sólo en PI del G2, como se observa en la Figura 20c, lo cual se interpreta como un comportamiento muy similar en la cantidad total de potenciales de acción detonados durante la contracción voluntaria del cuádriceps antes y después de la estimulación eléctrica por corriente rusa a 50 y a 90 Hz (60).

El pico de torque ante contracciones isométricas máximas, cuantificado mediante dinamometría isocinética, el cual depende de la fuerza musculotendinosa y la longitud del brazo de palanca, definida como la distancia perpendicular entre el centro de rotación (centro de la articulación) y la línea de acción musculotendinosa (61,62), en cuyos valores no se reportaron diferencias estadísticamente significativas en G1 y G2. En la literatura, se ha evidenciado que, cuanto mayor sea la frecuencia de estimulación, mayor es la fuerza máxima producida con la aplicación de estimulación eléctrica, pudiendo manejarse entre 70 Hz y 120 Hz, lo que nos hace inferir que, para generar un aumento en fuerza máxima de miembro inferior tras la estimulación eléctrica por corriente rusa, es necesario emplear frecuencias de estimulación más altas, siendo demostrado por el grupo estimulado con la frecuencia mayor (90 Hz) (63,58).

La SampEn fue empleada para el cálculo de la irregularidad de un sistema dinámico en análisis fisiológicos (32,33); como se muestra en las Figuras 18 (G1) y 21 (G2), sólo en G1 se reportaron diferencias significativas entre estado basal y final de ambas piernas, es decir, mostró una disminución del valor de la irregularidad de las señales de sEMG tanto para M=1 y M=2. Esto podría deberse a un reclutamiento más efectivo (mayor coordinación) de las fibras musculares mediante la adaptación del sistema nervioso central en su adaptación del patrón de excitación con la estimulación eléctrica por corriente rusa a 50 Hz (1), mientras que con la estimulación a 90 Hz no se reportaron cambios significativos en el comportamiento de la irregularidad de las señales electrofisiológicas.

La evaluación de resistencia por dinamometría isocinética utiliza las fibras musculares conocidas como fibras de contracción lenta. La resistencia muscular, definida como la capacidad del músculo para contraerse durante periodos largos de tiempo (59), reportó diferencias significativas entre estado basal y final de PI (Figura 23e) y de PD (Figura 23f) en G1, y de PI (Figura 24e) en G2, sin embargo, dichas diferencias fueron por disminución en la cantidad de trabajo muscular producido por los miembros inferiores, demostrando disminución de resistencia de manera bilateral en G1 y en PI del G2. Es pertinente señalar que la incidencia de fatiga muscular durante la estimulación eléctrica neuromuscular (EENM) es mayor que con la contracción voluntaria (64). Pombo et al., menciona que, para lograr una mejora en la resistencia aeróbica muscular, es necesario aplicar estimulación eléctrica con una frecuencia de entre 10 y 20 Hz, mejorando la capacidad oxidativa del músculo. Dada esta información, se llega a la conclusión de que, para ver un aumento de resistencia a la fatiga muscular de miembro inferior sano, puede ser logrado con la aplicación de estimulación eléctrica por corriente rusa a una frecuencia menor de la empleada (<50 Hz), pudiendo ser en el rango de 10 – 20 Hz. Hay que tener en claro que se estimula tanto la fibra rápida como la lenta, pero la frecuencia determina cuál de ellas trabaja. La tetanización de las fibras lentas en una persona sedentaria empieza a partir de 10 Hz y alcanza el máximo a los 33 Hz. Más allá de esta frecuencia, la fibra no tendrá ni más fuerza ni podrá proporcionar más trabajo, ya que estará igual de tetanizada que a 33 Hz, alcanzando lo que se conoce como máxima tensión tetánica (58,65); lo cual hace referencia a la ley de todo o nada o, mejor nombrado, efecto electroestático, proceso fisiológico en el que se produce una inactivación de los canales de Na⁺ activados por voltaje por parte del desplazamiento del asa intracelular que conecta los dominios III y IV, de la subunidad alfa, que forma una compuerta de inactivación al bloquear la apertura del canal, impidiendo la entrada de más iones de Na⁺ (66,67).

Además del aumento en el perímetro de pierna, se apreció visualmente mejora en definición y firmeza muscular, hecho igualmente reportado por los participantes. Tanto aumento de perímetro de pierna, como mejora en definición y firmeza

muscular de cuádriceps femoral, fue mayormente evidenciado en el grupo estimulado a 90 Hz.

Autores como López & Fernández y Watson, mencionan que los principales parámetros para producir un efecto deseado tras la estimulación eléctrica son la rampa, periodo de estimulación y periodo de reposo, y el tipo de corriente empleada para la estimulación es de acuerdo a la preferencia perceptiva del sujeto de aplicación (5,59).

De acuerdo a los resultados obtenidos durante el análisis de señales electromiográficas y dinamometría isocinética, la pierna no dominante, en su mayoría pierna izquierda (91.3% de G1 y 78.26% de G2), mostró mayores cambios físicos y eléctricos posteriores a la aplicación de estimulación eléctrica por corriente rusa, en comparación al miembro inferior derecho.

Como conclusión final de este trabajo de investigación, la aplicación de estimulación eléctrica por corriente rusa a 50 Hz demostró ser más efectiva para el aumento de potencia muscular y mejora de regularidad en la detonación de potenciales de acción de las fibras musculares del músculo cuádriceps femoral, mientras que su aplicación a 90 Hz demostró mejor resultado en el desarrollo de hipertrofia, definición y firmeza muscular, además de aumento del valor RMS y AUC del músculo.

En Fisioterapia, la importancia de la aplicación de programas de estimulación eléctrica excitomotora radica en la mejora del tono muscular en personas con reposo prolongado, producto de secuelas de enfermedad, discapacidad o inhabilitación temporal o permanente de la función y del movimiento corporal humano, así como en la prevención de la atrofia muscular; por tanto, el objetivo primordial radica en el mantenimiento y mejora de las capacidades musculares. Los resultados observados en la presente investigación permitirán considerar las frecuencias de aplicación en la habilitación o rehabilitación de las diferentes disfunciones del cuerpo humano.

A continuación, en la Tabla 5 se muestra en resumen los resultados obtenidos durante el estudio:

Tabla 5: Tabla de resumen de resultados

Variable	G1: 50 Hz		G2: 90 Hz	
	PI	PD	PI	PD
Perímetro de muslo				
Valor RMS				
AUC				
SampEn				
Pico de Torque				
Potencia				
Resistencia				

Acotaciones:

: Aumentó del valor de la variable en estado final respecto al estado inicial. Su tamaño es de acuerdo al valor de P (entre más pequeño sea su valor, más grande el tamaño de la flecha).

: Variable sin cambios significativos.

: Disminución del valor de la variable de manera favorable en estado final respecto al estado inicial. Su tamaño es de acuerdo al valor de P (entre más pequeño sea su valor, más grande el tamaño de la flecha).

: Disminución del valor de la variable en estado final respecto al estado inicial. Su tamaño es de acuerdo al valor de P (entre más pequeño sea su valor, más grande el tamaño de la flecha).

10.Recomendaciones

Para futuros trabajos, se sugiere seguir las siguientes recomendaciones:

- Utilizar un equipo de adquisición de señales de sEMG de mayor precisión, como lo es el sistema BIOPAC Systems Inc., con el módulo EMG100, especial para el registro de actividad eléctrica muscular.
- Realizar el registro de señal de sEMG al mismo tiempo en que se realiza la MVC.
- Realizar el análisis en un grupo estimulado eléctricamente por corriente rusa a máxima frecuencia de estimulación posible para valoración de modificación de fuerza y potencia muscular.
- Realizar el análisis en un grupo control para demostrar que, sin la aplicación de estimulación eléctrica por corriente rusa, no hay cambio alguno en características físicas, antropométricas y eléctricas en músculo sano.
- Agregar como criterio de eliminación a participantes cuyo umbral de dolor sea muy bajo y no soporten la aplicación de estimulación eléctrica por corriente rusa para inducción de contracción muscular.
- Emplear medición de plicometría u otra técnica para medición de masa grasa y cuantificar la masa muscular neta.
- Caracterizar a las señales de sEMG con otras técnicas de procesamiento de señales, tales como índices espectrales y otros métodos basados en la entropía.

11. Bibliografía

1. Kots YM, Xvilon VA. Trenirovka mishechnoj sili metodom elektrostimuliatcii: soobschenie 2, trenirovka metodom elektricheskogo razdrazenii mishechi. Teor Pract Fis Cult. 1971;4:66–72.
2. Ward A, Shkuratova N. Estimulación eléctrica rusa: los experimentos tempranos. Physical Therapy. 2002 Oct;82(10):1019-1030.
3. Snyder-Mackler L, Delitto A, Stralka SW, Bailey SL. Use of electrical stimulation to enhance recovery of quadriceps femoris muscle force production in patients following anterior cruciate ligament reconstruction. Phys Ther. 1994;74:901–907.
4. Rodríguez M. Electroterapia en fisioterapia. 2a ed. Madrid: Médica Panamericana; 2004.
5. Watson T. Electroterapia práctica basada en la evidencia. 12a ed. Barcelona: Elsevier; 2009.
6. Ward AR. Electrical Stimulation Using Kilohertz-Frequency Alternating Current. Phys Ther. 2008;89(2):181–90.
7. Robertson VJ, Ward A R, Low J, Reed A. Electrotherapy Explained: Principles and Practice. 4th ed. Oxford: Butterworth Heinemann; 2006.
8. Abbate F, Sargeant AJ, Verdijk PWL, de Haan A. Effects of high-frequency initial pulses and posttetanic potentiation on power output of skeletal muscle. J Appl Physiol. 2017;88(1):35–40.
9. Hamada T, Sale DG, MacDougall JD, Tarnopolsky MA. Postactivation potentiation, fiber type, and twitch contraction time in human knee extensor muscles. J Appl Physiol. 2000;88(6):2131–7.
10. García T, Jiménez A, Ortiz R, Peña M. Potenciales bioeléctricos: origen y registro. Ciudad de México: UAM; 1998.
11. Adel T, Smith B, Urner R, Stashuk D, Lizotte DJ. Generative multiple-instance learning models for quantitative electromyography. Uai [Internet]. 2013;(May 2014). Available from: <http://arxiv.org/abs/1309.6811>
12. García FJ. Utilidad de la electromiografía de superficie en la rehabilitación. Esteve; 2017.

13. Bronzino JD. *The Biomedical Engineering Handbook*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press; 2000.
14. Geddes LA. (1972). *Electrodes and the measurement of bioelectric events*. New York: John Wiley & Sons; 1972.
15. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10(5):361-374.
16. Hof AL. *EMG and muscle force: An introduction*. Human Movement Science. 1984;3:119-53.
17. Calvalcanti MA, Vieira TM. Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 2011;4(1):17-28.
18. Merletti R, Avenaggiato M, Botter A, Holobar A, Marateb H, Vieira TM. Advances in surface EMG: Recent progress in detection and processing techniques. *Crit Rev Biomed Eng*. 2010;38(4):305-45.
19. Oppenheim A, Willisky A, Hamid N. *Signals and Systems*. 2nd ed. Michigan: Prentice Hall; 2013.
20. Villarroya Aparicio MA. *Electromiografía cinesiología*. *Rehabilitación [Internet]*. 2005;39(6):255–64. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0048712005743590>
21. De Luca C. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*. 1997;13:135-63.
22. Khalil H. *Nonlinear Systems*. 3rd ed. New Jersey: Prentice Hall; 1996.
23. Karlsson S, Gerdle B. Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque –a study using the continuous wavelet transform. *J Electromyogr Kinesiol*. 2001;11:131-40.
24. Frigo C, Ferrarin M, Frasson W, Pavan E, Thorsen R. EMG signals detection and processing for on-line control of functional electrical stimulation. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10(5):351–60.
25. Georgakis A, Stergioulas LK, Giakas G. Fatigue analysis of the surface EMG signal in isometric constant force contractions using the averaged instantaneous frequency. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2003;50:262–5.

26. Merletti R, Lo Conte LR. Surface EMG signal processing during isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 1997;7(4):241–50.
27. Sabut SK, Lenka PK, Kumar R, Mahadevappa M. Effect of functional electrical stimulation on the effort and walking speed, surface electromyography activity, and metabolic responses in stroke subjects. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(6):1170–7.
28. Le Veau B, Andersson G. Output forms: data analysis and applications. Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives. Cincinnati OH: US Department of Health and Human Services. Public Health Service. Center for Disease Control. National Institute for Occupational Safety and Health; 1992. p. 69-102.
29. Perry J. The contribution of dynamic electromyography to gait analysis. En: De Lisa JA, editor. *Gait analysis in the science of rehabilitation.* Monograph 002. 1998. Disponible en: <http://www.vard.org/mono/gait/contgait.htm>
30. Cram JR, Kasman GS. Dynamic assessment. In: Criswell E, ed. *Cram's Introduction to Surface Electromyography.* 2nd ed. Sudbury, MA: Jones and Bartlett Publishers; 2011:123–140.
31. Drost G, Stegeman DF, Schillings ML, Horemans HLD, Janssen HMHA, Massa M, et al. Motor unit characteristics in healthy subjects and those with postpoliomyelitis syndrome: A high-density surface EMG study. *Muscle and Nerve.* 2004;30(3):269–76.
32. Pincus SM. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 1991;88:2297–301.
33. Richman JS, Moorman JR. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2000;278(6):H2039–49.
34. Costa M, Goldberger AL, Peng C-K. Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series. *Phys Rev Lett.* 2002;89(6):068102.
35. Costa M, Healey JA. Multiscale entropy analysis of complex heart rate dynamics: discrimination of age and heart failure effects. *Comput Cardiol.* 2003;2003:705–8.

36. Li X, Zhou P, Aruin AS. Teager–Kaiser energy operation of surface EMG improves muscle activity onset detection. *Ann Biomed Eng.* 2007;35(9):1532–8.
37. Zhang X, Zhou P. Sample entropy analysis of surface EMG for improved muscle activity onset detection against spurious background spikes. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(6):901–7.
38. Ćukić MB, Platisa M, Kalauzi A, Oomen J, Ljubisavljević M. The comparison of Higuchi's fractal dimension and Sample Entropy analysis of sEMG: effects of muscle contraction intensity and TMS. *arXiv.* 2018;(3): 1803.10753.
39. Le Vay D. *Anatomía y fisiología humana.* 2a ed. Barcelona: Paidotribo; 2004.
40. Boschetti G. *¿Qué es la electroestimulación?: Teoría, práctica y metodología del entrenamiento.* 2 ed. Barcelona: Paidotribo; 2004.
41. Kolt G, Snyder-Msckler L. *Fisioterapia del deporte y el ejercicio.* Madrid: Elsevier; 2004.
42. Jiménez H., Aguilar C. *Isocinéticos: metodología y utilización.* Madrid: Mapfre; 2000.
43. Perrine DH. *Isocinética. Ejercicios y Evaluación.* Barcelona: Bellaterra; 1994.
44. Lanzeta A. *Biomecánica del movimiento.* Milano: Mondadori; 1982.
45. BTE. PrimusRs: The Ultimate Rehabilitation System (sitio en internet). BTEtech. Disponible en: <https://www.btetech.com/wp-content/uploads/BTE-Rehabilitation-Equipment-PrimusRS-Brochure-1.pdf>. Acceso el 25 de Febrero 2019.
46. INEGI. La discapacidad en México INEGI 2014 (sitio en internet). INEGI. Disponible en: http://internet.contenidos.inegi.org.mx/contenidos/productos/prod_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/nueva_estruc/702825090203.pdf. Acceso el 9 de Marzo 2019.
47. INEGI. Módulo de Práctica Deportiva y Ejercicio Físico INEGI 2018 (sitio en internet). INEGI. Disponible en: https://www.inegi.org.mx/contenidos/programas/moprade/def/doc/resultados_moprade_nov_2018.pdf. Acceso el 9 de Marzo 2019.

48. Adel RV den, Luykx RHJ. Low and medium Frequency Electrotherapy. Rotterdam: Enraf-Nonius; 2005.
49. Latarjet M., Ruiz A. Anatomía Humana. 4a ed. Argentina: panamericana; 2007.
50. Jiménez FH, Díaz JG, Vargas J. Dinamometría isocinética. Rehabilitación [Internet]. 2005;39(6):288–96. Disponible de: [http://dx.doi.org/10.1016/S0048-7120\(05\)74362-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0048-7120(05)74362-0).
51. Pilar A, Godinez R, Jiménez J, Medina V. Electrofisiología humana: Un enfoque para ingenieros. Ciudad de México: UAM; 1997.
52. Semeria M. Los tres teoremas: Fourier - Nyquist – Shannon (sitio en internet). Econstor. Disponible en: <https://www.econstor.eu/bitstream/10419/130833/1/844215546.pdf>. Acceso el 3 de Noviembre 2018.
53. Musculos.org. Cuádriceps-Vasto externo (sitio en internet). Musculos.org. Disponible: <https://www.musculos.org/musculo-cuadriceps-vasto-externo.html>. Acceso el 3 de Noviembre 2018
54. Traumatología Hellín. Ejercicios tras cirugía de Prótesis Total de Rodilla (sitio en internet). Traumatología Hellín. Disponible: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/ejercicios/438-2/>. Acceso el 3 de Noviembre 2018.
55. Hahn SL. Hilbert Transforms in Signal Processing. Artech House; 1996.
56. Gabor D. Theory of communication. Proc. IEEE. 1946;93(3):429-457.
57. Andrianova GG, Kots YM, Marmyanov VA, Xvilon VA. Primenielektrostimuliatsii dlia trenirovki mishechnoj sili. Novosti Meditsinskogo Priborostroeniia. 1971;3:40–47.
58. Pombo M, Rodríguez J, Bruñe X, Requena B. La electroestimulación entrenamiento y periodización. Barcelona: Paidotribo; 2004.
59. López J, Fernández A. Fisiología del ejercicio. 3a ed. Buenos Aires; Madrid: Médica Panamericana; 2006.
60. Balogun JA, Onilari OO, Akeju OA et al. High voltage electrical stimulation in the argumentation of muscle strength: effects of pulse frequency of pulse frequency. Phys Ther; 73(12):902-910.

61. Pandy MG. Moment arm of a muscle force. *Exerc Sport Sci Rev.* 1999; 27:79-118.
62. Tsaopoulos DE, Baltzopoulos V, Maganaris CN. Human patellar tendon moment arm length: measurement considerations and clinical implications for joint loading assessment. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21:657-67.
63. Herrero J, Abadía O, Morante J, García J. Parámetros del entrenamiento con electroestimulación y efectos crónicos sobre la función muscular(I). *AMD;* 2006;116, (23), 455-462.
64. Binder-Macleod SA, Snyder-Mackler L. Muscle fatigue clinical implications for fatigue assessment and neuromuscular electrical stimulation. *Phys Ther;* 1993;73(12):902-910.
65. Guyton AC, Hall JE. *Tratado de fisiología médica.* 12a ed. Barcelona: Elsevier: 2012.
66. Catterall WA. Molecular properties of brain sodium channels: an important target for anticonvulsant drugs. *Adv Neurol.* 1999;79:441-56.
67. Barco J, Duque JE, Barco JA. Principio de todo o nada: ¿Un concepto mal interpretado o un dogma equivocado?. *Archivos de Medicina (Col);* 2014;14(1):144-149.

12. Anexos



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
Carta de consentimiento informado para participación en
protocolos de investigación (adultos)

Nombre del estudio:	Determinación de modificaciones electrofisiológicas y físicas en músculo cuádriceps debido a estimulación eléctrica por Corriente Rusa mediante análisis de señales electromiográficas de superficie y dinamometría isocinética.
Patrocinador externo (si aplica)*:	
Lugar y fecha:	Toluca de Lerdo, México. Octubre de 2019
Número de registro institucional:	007/2019
Justificación y objetivo del estudio:	Determinar modificaciones electrofisiológicas y físicas del músculo cuádriceps debido a la estimulación eléctrica por corriente rusa mediante el análisis lineal y no lineal de señales electromiográficas de superficie y valores de dinamometría isocinética.
Procedimientos:	Registro no invasivo de electromiografía de superficie en cuádriceps (5 -10 minutos) Registro de fuerza, potencia y resistencia de ambos miembros inferiores mediante dinamometría isocinética (15 – 20 minutos) Estimulación eléctrica por Corriente Rusa (15 sesiones de 10 minutos)
Posibles riesgos y molestias:	Irritación de la piel
Posibles beneficios que recibirá al participar en el estudio:	Incremento de fuerza, potencia y resistencia a la fatiga muscular.
Información sobre resultados	No será posible emitir ninguna conclusión individual al terminar la prueba realizada a cada voluntaria.
Participación o retiro:	Voluntario
Privacidad y confidencialidad:	Datos y muestras manejadas de manera confidencial

Declaración de consentimiento:

Después de haber leído la información anterior y aclarando todas las dudas, he aceptado consciente y libremente ser estudiado(a) y agrupado(a) para los fines de investigación de la Universidad Autónoma del Estado de México.

	Sí	No
Estoy de acuerdo que se me realicen los registros.		
He entendido completamente la carta y tengo claro los procedimientos que se me realizarán.		
Estoy de acuerdo que mis datos sean utilizados con fines de investigación, conservando la confidencialidad y el anonimato.		

En caso de dudas o aclaraciones relacionadas con el estudio podrá dirigirse a:

Investigadora o Investigador Responsable: M. F.KD. Adriana Plata Ayala

Colaboradores: P.L.B.M. Kevin Alan Troche Barranco, Dr. en C. José Javier Reyes Lagos

La decisión de participar o no en el estudio es: completamente voluntaria y gratuita. Para cualquier duda o aclaración comunicarse con la M. F.KD. Adriana Plata Ayala, adrianaplataayala@yahoo.com.mx; teléfono (722) 2441363 ext. 5406

 Nombre y firma de quien obtiene el
 consentimiento

Testigo 1

Testigo 2

 Nombre, dirección, relación y firma

 Nombre, dirección, relación y firma

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
COMITÉ DE ÉTICA EN INVESTIGACIÓN

Documento para revisión y autorización de protocolos de investigación

Nombre del alumno: Kevin Alan Troche Barranco

No. De Cuenta: 1111864 Teléfono: 722 381 8978

E-mail: Kelan_86@hotmail.com

Licenciatura: Posgrado:

Maestría Doctorado: Especialidad Médica:

Nombre del Proyecto:

"Determinación de modificaciones electrofisiológicas en músculo cuádriceps debido a estimulación eléctrica por corriente rusa mediante análisis de señales electromiográficas de superficie"

Director del Proyecto: M.FKD. Adriana Plata Ayala

Teléfono: 722 244 1363

Resumen del Proyecto:

El objetivo de este proyecto es determinar modificaciones electrofisiológicas del músculo cuádriceps debido a la estimulación eléctrica por corriente rusa mediante el análisis lineal y no lineal de señales electromiográficas de superficie en una población de 120 participantes, dividida en cuatro grupos de 30 unidades compuestos aleatoriamente de hombres y mujeres, en un rango de edad de 18 a 25 años, cada grupo estimulado a diferentes Frecuencias: 50, 90, 120 y 1 Hz (grupo control). Se hipotetiza que, dado que la estimulación eléctrica por corriente rusa ha mostrado tener efectos musculares favorables para el aumento de fuerza, potencia y resistencia, y que el análisis electromiográfico de superficie y la dinamometría isométrica son métodos no invasivos para evaluar la actividad muscular, entonces será posible cuantificar los cambios electrofisiológicos musculares y físicos producidos por la corriente rusa en participantes sanos.

Tipo de investigación: Bibliográfica: Con animales:

Con personas:

Riesgo de perder o modificar la función: NO la vida: NO

Aprobado: Rechazado:

RESPONSABLE DEL COMITÉ DE ÉTICA EN INVESTIGACIÓN

M.S.M. Ricardo Paulino

14-May-19

Figura 25: Hoja de aceptación del proyecto por parte del Comité de Ética en Investigación de la Facultad de Medicina de la UAEMex