

[Año]



IBEROAMERICANA
CORPORACIÓN UNIVERSITARIA

**Propuesta de protocolos de electroestimulación para
contracciones concéntricas e isométricas**

**Angie Stephanie Vega Toro
Ingrid Adriana Lamprea Gil
Angélica María Ramírez Martínez
Anamaria Siriani de Oliveira
Nicolás Figueroa**

**Programa de Fisioterapia
Facultad de Ciencias de la Salud
Corporación Universitaria
Iberoamericana**



Propuesta de protocolos de electroestimulación para contracciones
concéntricas e isométricas

Proposal of electrostimulation protocols for concentric and isometric
contractions

Angie Stephanie Vega Toro
Ingrid Adriana Lamprea Gil
Angélica María Ramírez Martínez
Anamaria Siriani de Oliveira
Nicolás Figueroa

Diciembre
2021

Resumen

La Estimulación Eléctrica Neuromuscular (EEN) es un método que genera contracciones musculares gracias a la aplicación de un estímulo eléctrico, activando las motoneuronas que inervan las fibras musculares. Las corrientes más utilizadas para este fin son las alternas de frecuencia media y las pulsátiles bifásicas de baja frecuencia. Las características y valores de los diferentes parámetros de corriente tales como la forma de onda, la duración del pulso y del intervalo interpulso, la frecuencia, y la intensidad de estimulación entre los más importantes, tienen gran influencia sobre la generación de torque muscular y la fatiga. Es por esto que planteamos la evaluación de diferentes protocolos de EEF, considerando sus parámetros, los patrones y los tipos de contracción. La evaluación consideró los valores de fuerza de reacción del suelo y el análisis de fatiga. El objetivo general de la investigación fue proponer dos protocolos de EEF que contemplen la combinación de parámetros para la generación de patrones de estimulación que diferencien las contracciones de tipo concéntrico e isométrico. Finalmente, en esta investigación logramos ejecutar dos metodologías de evaluación de la electroestimulación, una para contracciones de tipo concéntrico y otra para contracciones de tipo isométrico, aplicando 5 tipos de corrientes realizando los ajustes pertinentes a los parámetros para cada tipo de contracción. Igualmente, logramos realizar la comparación para cada metodología y encontrar qué corriente podría ser mejor que otra.

Palabras Clave: Estimulación eléctrica, contracción muscular, fuerza muscular y fatiga.

Abstract

Neuromuscular Electrical Stimulation (NES) is a method that generates muscle contractions thanks to the application of an electrical stimulus, activating the motor neurons that innervate the muscle fibers. The most commonly used currents for this purpose are medium-frequency alternating currents and low-frequency biphasic pulsatile currents. The characteristics and values of the different current parameters such as the waveform, the duration of the pulse and the interpulse interval, the frequency, and the stimulation intensity, among the most important, have a great influence on the generation of muscle torque and the fatigue. This is why we propose the evaluation of different EPS protocols, considering their parameters, patterns and types of contraction. Preliminary evaluation of soil reaction force values and fatigue analysis. The general objective of the research was to propose two EPS protocols that contemplate the combination of parameters for the generation of stimulation patterns that differentiate concentric and isometric type contractions. Finally, in this research we were able to execute two electrostimulation evaluation methodologies, one for concentric-type contractions and the other for isometric-type contractions, applying 5 types of currents, making the pertinent adjustments to the parameters for each type of contraction. Likewise, we managed to make the comparison for each methodology and find which current could be better than another.

Keywords: Electrical stimulation, muscle contraction, muscle strength and fatigue.

Tabla de Contenido

Introducción.....	6
Capítulo 1 - Fundamentación conceptual y teórica.....	8
Generalidades conceptuales	8
Generalidades teóricas	18
Capítulo 2 - Aplicación y Desarrollo	21
2.1 Objetivo General y Objetivos Específicos	21
2.2 Metodología.....	21
Capítulo 3 - Resultados	30
Referencias	33
Anexos	37
Anexo 1. Matrices de síntesis de artículos para el artículo de revisión.....	37
Anexo 2. Comité de Ética	37
Anexo 3. Consentimientos informados (En físico)	37

Introducción

La Estimulación Eléctrica Neuromuscular (EEN), representa uno de los agentes físicos más importantes en la rehabilitación, y se entiende como el uso de un potencial eléctrico superficial que produce una contracción muscular (Cameron et al., 2009). La acción de la estimulación eléctrica es equiparable a la acción muscular voluntaria, donde el sistema nervioso envía un estímulo eléctrico a la neurona motora del músculo para generar la contracción. En el caso de la estimulación, esta hace las veces del sistema nervioso para enviar el estímulo eléctrico para la respuesta de contracción (Popović, 2014).

La literatura reporta desde 1987 que la Estimulación Eléctrica Neuromuscular (EEN), favorece la fuerza muscular, tanto con frecuencias altas como bajas (Cabric & Appell, 1987). Considerando que para el uso de la EEN, deben tenerse en cuenta diferentes parámetros como: patrón de estimulación, tipo de corriente, frecuencia, intensidad y duración. Además, la EEN puede ser utilizada como técnica de trabajo funcional a través de la Estimulación Eléctrica Funcional (EEF), donde se combina el uso de la estimulación eléctrica con el movimiento (Downey, Merad, Gonzalez, & Dixon, 2017).

En la aplicación de la Estimulación Eléctrica Neuromuscular (EEN), se encuentran diferentes tipos de corrientes empleadas para la generación de contracciones musculares. Por ejemplo, para la contracción isométrica, (Dantas, Vieira, Junior, Salvini, & Durigan, 2015) encontraron que corrientes alternas con frecuencia de 1000 Hz modulada en ráfagas de 50 Hz (duración de ráfaga de 4 ms e intervalo entre ráfagas de 16 ms) con duración de fase de 500 microsegundos y corrientes pulsadas de 50 Hz con una duración de fase de 500 o 200 microsegundos, son superiores a corrientes rusas con frecuencia de 2500 Hz modulada en ráfagas de 50 Hz (10 ms de duración de ráfaga e intervalo entre ráfagas) (Dantas et al., 2015). Otros estudios indican que, para la contracción de tipo isométrico, el uso de estimulación subtetánica, presenta menos indicios de fatiga, comparada con la estimulación tetánica (Minogue, Caulfield, & Lowery, 2014).

Para otros tipos de contracción, por ejemplo, la concéntrica, (Marion, Wexler, & Hull, 2013), evaluaron un modelo de fatiga para contracciones no isométricas con el uso de estimulación eléctrica, encontrando que la fatiga muscular en respuesta a diferentes duraciones de pulso de estimulación, es más fácil de predecir en contracciones que no son isométricas (Marion et al., 2013). Sin embargo, no se encuentra suficiente claridad en la descripción del uso de EEN para el desarrollo de contracciones de diferente tipo como el concéntrico y el isométrico. Por tanto, el objetivo de este estudio fue proponer dos protocolos de EEF que contemplen la combinación de parámetros para la generación de patrones de estimulación que diferencien las contracciones de tipo concéntrico e isométrico.

Capítulo 1 - Fundamentación conceptual y teórica

Generalidades conceptuales

Corriente

El movimiento de iones o electrones en un conductor en respuesta a una fuerza de voltaje se denomina corriente y es designada por el símbolo universal I . El flujo de corriente es directamente proporcional a la magnitud de la fuerza impulsora (voltaje).

Las formas de onda en la electroterapia son modificaciones de las dos corrientes eléctricas fundamentales: corriente continua (DC) y corriente alterna (AC); y para las aplicaciones electroterapéuticas se ha designado una tercera categoría: la corriente pulsada que se puede considerar como la tercera mayor clase de corriente eléctrica. La corriente directa es el flujo unidireccional continuo de iones durante al menos un segundo. A diferencia de la corriente continua, la corriente alterna (CA) es el flujo bidireccional ininterrumpido de iones y debe cambiar de dirección al menos una vez por segundo. En cuanto a la corriente pulsada (PC), consiste en el flujo uni o bidireccional de iones que cesa periódicamente durante un período de tiempo antes del próximo evento eléctrico (pulso monofásico o bifásico).

Parámetros de las corrientes

Todas las corrientes tienen parámetros en las direcciones vertical (coordenada y) para describir o cuantificar la magnitud o intensidad (en mili o microamperios o mili o microvoltios) y horizontal (coordenada x) para describir y cuantificar las características de tiempo o duración de la corriente (en milisegundos o microsegundos). Entre los parámetros más importantes se encuentran:

- ✓ Fase: flujo de corriente en una dirección para un corto período de tiempo; en contraste, un pulso bifásico es uno que se desvía de la línea isoelectrica primero en una dirección, luego en la otra dirección.
- ✓ Duración de la fase: tiempo desde el comienzo de una fase hasta su final.
- ✓ Intervalo de interfase (o intervalo intrapulso): tiempo entre fases de un solo pulso.
- ✓ Pulso: evento eléctrico aislado. Puede ser monofásico o bifásico.
- ✓ Duración del pulso: o ancho de pulso es el tiempo desde el principio hasta el final de todas las fases más el intervalo de interfase dentro de un pulso, es decir el tiempo total transcurrido desde el principio hasta el final de un solo pulso y se mide en milisegundos (mseg) o microsegundos (seg). La estimulación de baja frecuencia con impulsos de corta duración (500 μ s-1000 μ s) muestra un índice de fatiga más bajo y con aumento de las propiedades contráctiles generales. Una mayor proporción de reclutamiento dentro de los fascículos musculares posiblemente puede aumentar el tiempo de ejecución; por lo tanto, la amplitud del pulso se puede aumentar para reclutar potencialmente más fibras en el área circundante a medida que se produce la fatiga. Además, las duraciones de pulso más largas normalmente penetrarán más profundamente en los tejidos.
- ✓ Intervalo interpulso: tiempo entre pulsos sucesivos.
- ✓ Forma del pulso: la amplitud y duración de los pulsos configuran formas geométricas que pueden ser cuadradas, rectangulares, triangulares, o sinusoidales.
- ✓ Forma de onda: describe la forma, la magnitud y la duración de la corriente. Las formas de onda bifásicas y monofásicas producen un torque mayor que las formas de onda polifásicas.
- ✓ Patrón de estimulación: los patrones de estimulación son los trenes de frecuencia constante (CFT), los trenes de frecuencia variable (VFT) y los trenes de frecuencia doblete (DFT). En los CFT la frecuencia permanece constante durante todo el tren. Por el contrario, los VFT comienzan con un doblete inicial (dos pulsos estrechamente espaciados, normalmente entre 5 y 10 μ s) seguidos de pulsos a una frecuencia elegida. La idea de VFT proviene de estudios en los que se encontró que los músculos tienen una respuesta mecánica única a la

estimulación que permite que el músculo mantenga un nivel de fuerza más alto de lo normal. Esta respuesta aumenta la tensión muscular antes de la contracción cuando una breve ráfaga de alta frecuencia es seguida por un tren de pulsos subtetánicos. Los trenes de pulsos que comienzan con un doblete producen tasas más lentas de atenuación de la fuerza, lo que sugiere un tiempo de fatiga más lento, y mayor efectividad para producir fuerzas promedio más altas e integrales fuerza-tiempo.

- ✓ Ráfaga: generación de dos o más pulsos consecutivos, separado de la siguiente serie de pulsos consecutivos. El tiempo entre ráfagas es el intervalo entre ráfagas.
- ✓ Tren de pulsos: generación ininterrumpida de pulsos a una frecuencia fija. Se diferencia de las ráfagas en que no hay interrupción de los pulsos a una frecuencia establecida.
- ✓ Frecuencia: número de pulsos que ocurren en 1 segundo durante la estimulación (pulsos por segundo o Hertz). Para evitar la fatiga o la incomodidad, se suele utilizar la estimulación constante de baja frecuencia, que produce una contracción suave a niveles de fuerza bajos.
- ✓ Frecuencia portadora: frecuencia de la forma de onda subyacente en la ráfaga.
- ✓ Período: inverso de la frecuencia y se calcula como $1 / f$. Es el tiempo desde un punto en una forma de onda a la parte idéntica en el siguiente pulso.
- ✓ Ciclo de trabajo: porcentaje de tiempo de encendido respecto al tiempo total (tiempo de actividad más tiempo de inactividad) multiplicado por 100%. El ciclo de trabajo describe el tiempo real de encendido y apagado de un programa NMES y se indica en forma de proporción, o porcentajes, lo que indica el porcentaje de tiempo en comparación con el total tiempo de encendido y apagado combinado. Cuando los períodos de desarrollo de la fuerza se interrumpen con períodos de descanso, el tejido muscular puede recuperarse más rápidamente y producir un mayor torque en comparación con los patrones de estimulación constante. La activación y desactivación de pulsos cíclicos (estimulación intermitente) se utiliza para preservar el desarrollo de la fuerza y, al mismo tiempo, aumentar la comodidad del paciente.

- ✓ Tiempo de actividad/inactividad: la duración durante la cual se administra una serie de pulsos o ráfagas se denomina tiempo de activación, y la duración o el tiempo entre una serie de pulsos o ráfagas es el tiempo de inactividad.
- ✓ Amplitud: también denominada intensidad, es la magnitud de la corriente o el voltaje con respecto a la isoelectrica o línea de base y se mide en amperios, miliamperios o microamperios o voltaje (voltios, milivoltios o microvoltios). La estimulación se puede suministrar mediante voltaje constante o corriente constante. Cuanto mayor sea la intensidad, más fuerte será el efecto despolarizante en las estructuras subyacentes a los electrodos. Las intensidades más bajas pueden inducir más información del sistema nervioso central que las intensidades más altas. Las amplitudes más altas de NMES activan una gran cantidad de fibras musculares que crean contracciones enérgicas mediadas por la periferia, pero puede ocurrir transmisión antidrómica (transmisión neural hacia el cuerpo celular en lugar de transmisión ortodrómica normal fuera del cuerpo celular). La transmisión antidrómica bloquea los impulsos motores y sensoriales que emanan de la reserva motora espinal, lo que da como resultado una menor activación general del SNC. También influye en la comodidad del paciente, ya que las intensidades más altas suelen ser menos toleradas.
- ✓ Rampa: aumento o disminución progresiva de amplitud para producir una contracción controlada. Los términos tiempo de subida y tiempo de caída se utilizan para describir el tiempo requerido para alcanzar la amplitud máxima y el tiempo necesario para volver a la línea isoelectrica, respectivamente, y se consideran parte del tiempo de activación.
- ✓ Carga: es la suma integrada de amplitud y duración de la corriente entregada en cada fase o pulso. La carga de fase es un determinante de la magnitud del efecto fisiológico cuando se utiliza la estimulación para activar el músculo esquelético. Para formas de onda bifásicas, si la suma de la amplitud de la corriente y la duración de la primera fase son idénticas, las fases se denominan simétricas. Si las características de amplitud y duración entre las dos fases de la forma de onda bifásica difieren de alguna manera, las fases se denominan asimétricas. El área bajo la curva (la carga de fase) puede ser igual o desigual; si el área bajo la curva

de la primera fase es igual a la de la segunda fase, las fases se denominan equilibradas (la carga promedio es cero). Si las fases no son de igual superficie, se denominan desequilibrados (la carga promedio no es cero y la carga total del pulso tendrá la polaridad de la fase con mayor carga).

- ✓ Dirección: implica un flujo de positivo a negativo o negativo a positivo. La desviación de la isoelectrica de la línea de base en la dirección ascendente implica un flujo de corriente en la dirección positiva; a la inversa, la desviación en la dirección descendente implica un flujo en la dirección negativa.

Respuesta fisiológica a la corriente eléctrica

Hay tres efectos electrofisiológicos que ocurren con la entrega de corriente eléctrica: químicos, térmicos y físicos.

- ✓ Efectos electroquímicos: El flujo o movimiento de corriente eléctrica a través del cuerpo se debe al movimiento de iones en el componente fluido de los tejidos corporales. Excluyendo la sangre, el entorno del líquido extracelular es principalmente agua salada debido a las concentraciones de sodio y cloruro (cloruro de sodio; NaCl). En respuesta a la estimulación eléctrica, el NaCl se divide en iones Na⁺ y Cl⁻ que luego se mueven de acuerdo con los principios de carga o electricidad, por lo tanto, el Na⁺ cargado positivamente migrará hacia el cátodo y el Cl⁻ cargado negativamente se moverá hacia el ánodo. En el cátodo, el Na⁺ se une al agua para formar hidróxido de sodio, en una reacción alcalina; esto da como resultado un área localizada de pH mayor que el pH de 7,4 del líquido extracelular. En el ánodo, el Cl⁻ se une al agua en una reacción ácida para formar ácido clorhídrico (HCl), creando así un ambiente ácido localizado con pH inferior a 7,4. La acumulación localizada de Na⁺ en el cátodo secundaria a un campo eléctrico aplicado hace que el agua se mueva con Na⁺ vía ionohidrocinesis; el aumento local de agua en el cátodo da como resultado una disminución de la densidad de proteínas del tejido local, lo que suaviza los tejidos. En contraste, la acumulación localizada de Cl⁻ en el ánodo da como resultado un

efecto ácido, una disminución en el contenido de agua local con el consiguiente aumento de la densidad de proteínas y endurecimiento o efecto esclerótico. Si la corriente es DC o corriente pulsada monofásica, los iones Na^+ y Cl^- continuarán acumulándose en el cátodo y ánodo, respectivamente, siempre que la corriente sigue fluyendo. Si la corriente es alterna o bifásica y cambia de dirección a una frecuencia específica, el Na^+ y Cl^- se mueve hacia adelante y hacia atrás entre los electrodos.

- ✓ Efectos electrotérmicos: las leyes de la termodinámica dicen que la energía no se crea ni se destruye, sino más bien se intercambia, y durante este intercambio, algo de energía se perderá en forma de calor. A medida que las partículas cargadas se mueven a través de un conductor, la fricción que encuentran da como resultado la microvibración de los elementos del conductor. Esta fricción y vibración reflejan la energía cinética creada por las partes móviles, y el calor es un producto de esta energía. La cantidad de calor producida en los tejidos biológicos depende de la cantidad de corriente que fluye, la resistencia a la corriente y la duración de la corriente.
- ✓ Efectos electrofísicos: la corriente tiene la capacidad de despolarizar y propagar señales eléctricas, lo que permite que las células nerviosas y musculares sean excitables y puedan comunicarse entre sí. Los tipos específicos de las células estimuladas diferirán en función de varios factores, incluida la ubicación del electrodo, el tipo de corriente, la amplitud, y la integridad del sistema neuromuscular del individuo. En reposo, las células vivas mantienen una separación de carga a través de la membrana celular de manera que exista una negatividad neta en el entorno intracelular, esta separación de carga representa un potencial eléctrico, o, en otras palabras, una diferencia de potencial de voltaje. La separación de la carga es mantenida por la permeabilidad selectiva de la membrana celular a iones específicos dentro del ambiente intra y extracelular, principalmente sodio (Na^+) y potasio (K^+). La membrana en reposo es relativamente, pero no completamente, impermeable al Na^+ , que se mantiene en mayor concentración fuera de la célula. Por el contrario, la membrana en reposo es significativamente más permeable al K^+ , que se mantiene en mayor

concentración dentro de la célula. Sin embargo, impulsados por gradientes de concentración, pequeñas cantidades de Na^+ se filtran en la célula y el K^+ se filtra fuera. Las bombas de $\text{Na}^+\text{-K}^+$ impulsadas por el adenosin trifosfato ayudan a mantener la separación de iones mediante el transporte de 3 Na^+ fuera de la célula para cada 2 K^+ de regreso a ella. El efecto resultante de 3 Na^+ fuera a 2 K^+ dentro es una negatividad neta en el interior de la célula y la creación de un potencial eléctrico. Este potencial a través de la membrana celular se denomina potencial de membrana en reposo (PMR) y varía para diferentes tipos de células de acuerdo con la permeabilidad relativa al Na^+ y K^+ . Para células neuronales, el PMR de la membrana (el neurolema) es aproximadamente -70 milivoltios (mV), mientras que el PMR de la membrana muscular (el sarcolema) está más cerca de -90 mV y la de los miocitos cardíacos es de -85 mV³. La separación de carga a través de la membrana celular por la bomba de $\text{Na}^+\text{-K}^+$ da como resultado la polarización de la célula. Para despolarizar, la membrana celular debe primero polarizarse. En presencia de un estímulo químico, térmico, físico o eléctrico en nuestro caso, la permeabilidad de la membrana celular al Na^+ aumenta, lo que resulta en una reducción del PMR. El proceso de despolarización refleja una reducción del PMR y movimiento de iones a través de la membrana celular. A medida que la corriente fluye de positivo a negativo entre electrodos, la concentración de iones negativos o electrones cargados en el cátodo induce la despolarización de la membrana celular, que, cuando se alcanza el umbral crítico, despolarizará la célula. A causa de que el PMR del neurolema tiene un umbral de activación a -70 mV, la aplicación de estimulación eléctrica provoca sus efectos electrofísicos primero despolarizando el nervio.

Respuesta de tejidos excitables a la estimulación

Para que un estímulo eléctrico (un pulso eléctrico o una serie de pulsos) despolarice la célula y provoque un potencial de acción, debe tener la fuerza y duración suficiente. Para las células nerviosas y musculares hay una gama de combinaciones de estímulos con variaciones de fuerza y duración capaz de despolarizar la célula y

así generar potenciales de acción. Los estímulos que superan el fuerza mínima y duración capaz de despolarizar las células se denominan estímulos supraumbrales. A diferencia de, estímulos con amplitud y duración no capaces de despolarizar la célula se denominan estímulos subumbrales. De la relación fuerza-duración, se derivan dos conceptos, la reobase y la cronaxia. Reobase es la fuerza mínima (mA) de un estímulo de muy larga duración que es capaz de provocar una respuesta motora mínimamente detectable. Una vez determinada la reobase, es posible determinar cronaxia, que representa la duración (microseg o mseg) de un estímulo dos veces la fuerza de la reobase.

La respuesta excitadora de un nervio depende de los parámetros del estímulo, y también de dos factores clave: tamaño del nervio y ubicación de los electrodos. En presencia de un estímulo de suficiente fuerza y duración, las fibras nerviosas con el diámetro más grande y la resistencia más baja se despolarizarán primero. La ubicación de los electrodos también afecta el orden de contracción; las fibras más cercanas al electrodo se excitarán antes de que las más alejadas, las fibras más profundas o más lejos de la corriente puede ser estimuladas aumentando la amplitud del estímulo. La relación fuerza-duración describe las características de amplitud y duración de un solo estímulo (pulso) capaz de despolarizar la célula y provocar un solo potencial de acción, sin embargo, los potenciales de acción únicos no conducen a una actividad muscular intencionada. Si aumenta la frecuencia de los potenciales de acción, las contracciones posteriores de las fibras musculares ocurrirán antes de que la anterior haya disminuido, lo que resulta en un aumento de la tensión; la suma de tensión en las fibras musculares individuales, resulta en mayor tensión de todo el músculo. Cuando las fibras musculares se estimulan con tanta frecuencia que la tensión generada en las fibras no tiene tiempo de disminución entre potenciales de acción, la tensión se mantiene; esto se denomina tetania.

Niveles de respuesta a la estimulación eléctrica

Hay tres niveles de respuesta a la terapia de estimulación eléctrica: sensorial, motora y nociva. Con estímulos de amplitudes relativamente bajas, la primera percepción de un estímulo eléctrico se describe como alfileres y agujas o golpeteo secundario a la excitación de las fibras A- β en la superficie de la dermis. Si la amplitud y duración del estímulo aumenta, se producirá la excitación de las fibras A (motoneuronas alfa) y se provocará una respuesta motora. Con nuevos aumentos en amplitud o duración más allá capaz de provocar respuestas sensoriales y motoras, las fibras A y C se excitan, provocando la percepción del dolor.

Electroterapia clínica para la estimulación muscular

La activación del músculo esquelético para el fortalecimiento se conoce como estimulación eléctrica neuromuscular (NMES). La activación del músculo esquelético inervado o denervado para la reeducación o el entrenamiento del movimiento para uso funcional se conoce como estimulación eléctrica funcional (FES). La NMES implica el uso de EE para fines de aumentar la fuerza en el músculo inervado mediante la despolarización del nervio periférico. La estimulación eléctrica del músculo esquelético sano ha demostrado que produce mejores resultados que el ejercicio; no hay diferencia entre las ganancias de fuerza resultantes del ejercicio voluntario o el uso de estimulación eléctrica solo, asumiendo una intensidad de entrenamiento similar; y no parece haber ningún beneficio para el uso de EE combinada con ejercicio versus el uso de cada uno por separado. También parece haber una relación positiva significativa entre la intensidad de la EE y la fuerza ganada. Históricamente, las formas de onda más utilizadas para este fin han sido CA moduladas por ráfagas (Rusa) y ondas bifásicas simétricas de forma cuadrada, rectangular o triangular. La evidencia más reciente ha sugerido que la corriente australiana (una forma de CA modulada en ráfaga) y la corriente pulsada bifásica modulada en ráfaga puede ser más eficaz para generar fuerza muscular.

El objetivo de usar NMES es inducir la contracción del músculo esquelético para obtener las mejoras fisiológicas que resultan del entrenamiento físico. El sistema

neuromuscular es quizás el sistema más plástico en el cuerpo humano, mostrando importantes adaptaciones en respuesta a cambios en la actividad. El músculo esquelético puede adaptarse aumentando o disminuyendo la cantidad de proteínas contráctiles, cambiando su composición de tipo de fibra, o alterando su perfil metabólico para mantener la producción de fuerza. También ocurren adaptaciones en los sistemas neuronales, específicamente la activación de unidades motoras con más frecuencia y al unísono, lo cual puede aumentar la fuerza muscular. Se cree que el fortalecimiento es el resultado de dos mecanismos: aumento del tamaño de los músculos o mejora del reclutamiento de unidades motoras causado por un aumento en el número de unidades motoras reclutadas, de la frecuencia con la que se reclutan las unidades motoras y del reclutamiento de unidades motoras en una forma más sincronizada.

Desafortunadamente la EENM también lleva a fatiga excesiva cuyas causas están en la propensión a alterar el orden normal de reclutamiento de las unidades motoras; pues en el movimiento humano normal, las unidades motoras más pequeñas y resistentes a la fatiga se activan primero, lo que ayuda a retrasar la aparición de la fatiga; sin embargo, en las contracciones provocadas eléctricamente es más aleatorio, comprometiendo así la tasa natural de resistencia a la fatiga. En segundo lugar, las fibras musculares que se estimulan se activan simultáneamente, a diferencia del proceso normal, no sincronizado y altamente eficaz de reclutamiento y desreclutamiento de unidades motoras que se observa durante las contracciones musculares voluntarias; en estas contracciones, el sistema motor humano compensa la fatiga aumentando la tasa de activación de las unidades motoras activas y / o reclutando nuevas unidades motoras para reemplazar otras que han sido eliminadas debido a la fatiga. Esta activación simultánea observada durante la EENM puede producir patrones de movimiento ineficientes, a veces descoordinados, repentinos en lugar de la gradación suave de la fuerza que se ve típicamente en el movimiento humano. En tercer lugar, los electrodos que estimulan la superficie dirigen la corriente precisamente debajo del área de la superficie del electrodo, y debido a que

la corriente viajará a través de diversas viscosidades del tejido subcutáneo que crean resistencia, su fuerza disminuirá y la profundidad de penetración será limitada.

Colocación de electrodos

El éxito de la EENM para alcanzar el tejido subyacente está muy relacionado con el tamaño y la colocación del electrodo, así como con la conductividad de la interfaz piel-electrodo. Los electrodos de superficie más grandes activarán más tejido muscular, pero dispersarán la corriente sobre un área de superficie más amplia, disminuyendo la densidad de la corriente. Los electrodos más pequeños concentrarán las densidades de corriente, lo que permitirá una concentración focal de la corriente con menos posibilidades de que la estimulación se cruce hacia los músculos cercanos, pero aumentando la posibilidad de malestar o dolor. La colocación de electrodos también influye en la respuesta muscular, existe controversia sobre si la colocación óptima es en el vientre muscular o el punto motor.

Generalidades teóricas

En la rehabilitación, el uso de agentes físicos es una de las técnicas más utilizadas. Estos agentes físicos representan la energía y los materiales aplicados al sujeto, y dentro de ellos se encuentran: calor, frío, presión, sonido, radiación electromagnética y corrientes eléctricas (Cameron, Rodríguez Rodríguez, & GEA Consultoría Editorial., 2009). En las corrientes eléctricas se encuentra la Estimulación Eléctrica Neuromuscular (EEN), la cual representa uno de los agentes físicos más importantes en la rehabilitación neurológica (neuro-rehabilitación), y se entiende como el uso de un potencial eléctrico superficial que produce una contracción muscular (Cameron et al., 2009). La acción de la estimulación eléctrica es equiparable a la acción muscular voluntaria, donde el sistema nervioso envía un estímulo eléctrico a la neurona motora del músculo para generar la contracción. En el caso de la estimulación, esta hace las veces del sistema nervioso para enviar el estímulo eléctrico para la respuesta de contracción (Popović, 2014).

Por tanto, el análisis del uso de la Estimulación Eléctrica Neuromuscular (EEN) es de gran importancia para el campo de la rehabilitación. Entender su funcionamiento permitiría ampliar el campo de acción a partir del cual se podría aplicar en diferentes condiciones, así como mejoraría la forma en la actualmente se utiliza. Cuando a la EEN se le asocian acciones en conjunto de ciertos grupos musculares para la ejecución de un gesto de movimiento, se le conoce como Estimulación Eléctrica Funcional (EEF), la cual es aplicada principalmente para músculos en riesgo de atrofia, como es el caso de la Lesión Medular (LM). En el caso de estos sujetos, el uso de la EEF se ha dado para el desarrollo de gestos de movimiento como la marcha y el remo sobre ergómetro, por tanto, la literatura reporta usos de estimulación eléctrica con parámetros específicos dirigidos más que a grupos musculares, a músculos grandes para la generación de un patrón de movimiento, ejemplo cuádriceps para extensión de rodilla e isquiotibiales para flexión de rodilla.

Siendo que para la programación de la estimulación eléctrica deben considerarse factores como los patrones de estimulación y los parámetros de la corriente, así como saber a qué tipo de contracciones será dirigida la corriente; es importante analizar estos factores y entender cuál puede ser la forma de aplicación de la estimulación. Entender mejor la manera de programación de la corriente, permitirá que su aplicación puede generar mayores beneficios a los diferentes procesos de rehabilitación.

La Estimulación Eléctrica Neuromuscular (EEN) como medio de generación de contracción muscular tiene la forma de aplicación la Estimulación Eléctrica Funcional (EEF) la cual ha sido empleada como medio de rehabilitación en diferentes condiciones, y dependiendo el patrón de estimulación que se utilice puede ser aplicada en la recuperación después del ejercicio, el fortalecimiento muscular, el manejo del dolor y la prevención de la atrofia muscular, como es el caso de la lesión medular (LM) (Deley et al., 2015).

En la aplicación de la estimulación eléctrica es importante considerar el tipo de contracción necesaria, sobre todo al momento de empalmar el uso de la EEF con el gesto de movimiento que se está apoyando. La literatura reporta el uso de la EEF para la generación de contracciones tanto de tipo concéntrico, como isométrico, variando los parámetros de la corriente. Por tanto, no es clara la combinación entre patrones de estimulación de la EEF y la generación de diferentes tipos de contracción.

Es por eso que se genera la siguiente pregunta de investigación: ¿cuál es la combinación de parámetros que permita un patrón de estimulación de la EEF que diferencie la generación de contracciones de tipo concéntrico e isométrico?

Capítulo 2 - Aplicación y Desarrollo

2.1 Objetivo General y Objetivos Específicos

Objetivo General

Proponer dos protocolos de EEF que contemplen la combinación de parámetros para la generación de patrones de estimulación que diferencien las contracciones de tipo concéntrico e isométrico.

Objetivo Específicos

- ✓ Definir desde la literatura los parámetros que se plantean en los protocolos de EEF para la generación de contracciones de tipo concéntrico e isométrico.
- ✓ Identificar los parámetros que definen los protocolos con mejores resultados en la evaluación funcional, para cada tipo de contracción, diferenciando principalmente los diferentes tipos de corriente.
- ✓ Determinar los dos mejores protocolos de EEF para contracciones de tipo concéntrico e isométrico, teniendo en cuenta los parámetros que diferencian cada protocolo.

2.2 Metodología

El desarrollo del protocolo de Estimulación Eléctrica Funcional (EEF), contempla los siguientes pasos:

- 1. Revisión de los protocolos de EEF para cada tipo de contracción.**
- 2. Comparación de los protocolos de EEF para cada tipo de contracción.**
- 3. Planteamiento del protocolo de EEF para cada tipo de contracción.**

A continuación, se detalla en la siguiente figura la metodología que fue utilizada para el desarrollo de cada paso anteriormente mencionado (Figura 1).

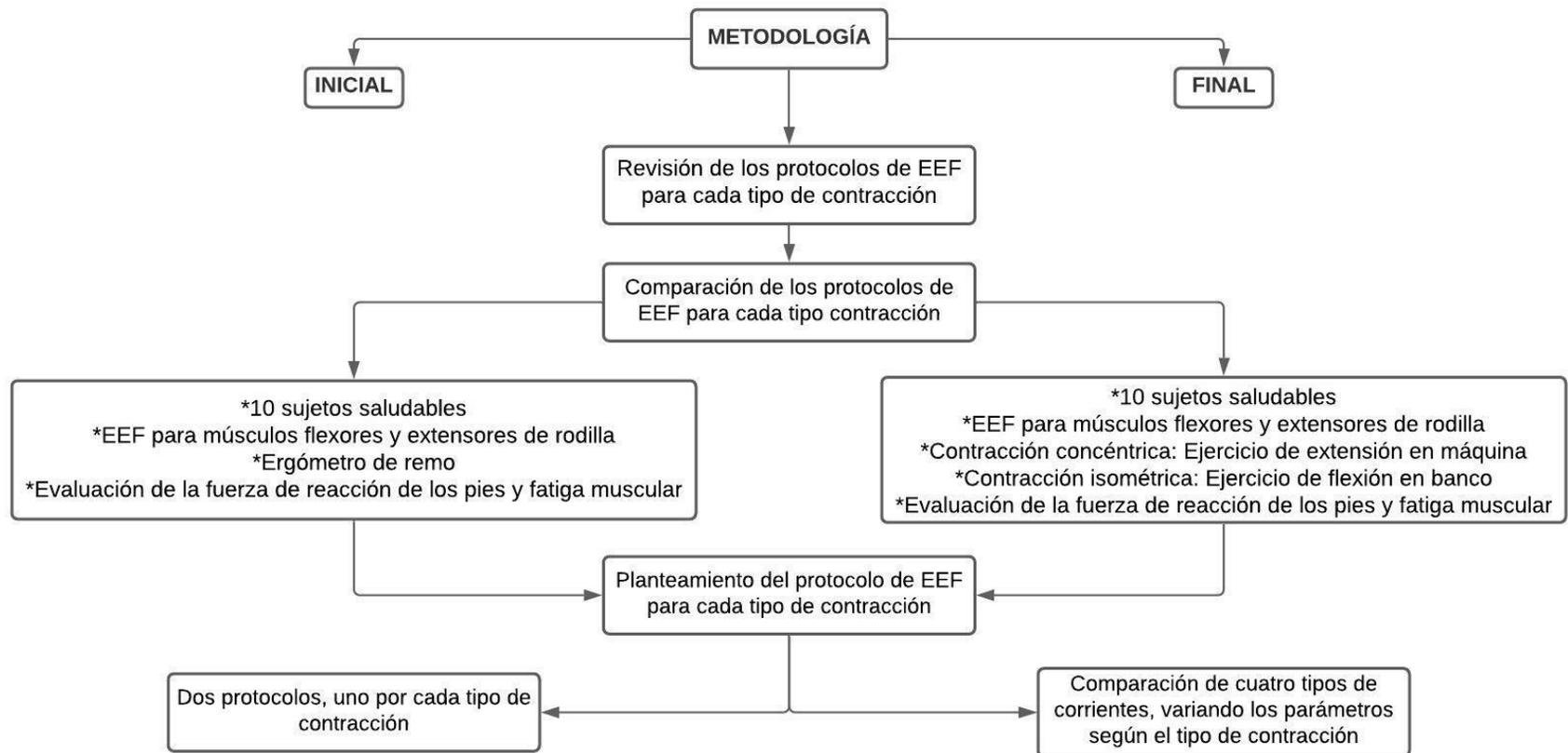


Figura 1. Metodología utilizada en la investigación

1. Revisión de los protocolos de EEF para cada tipo de contracción.

Se realizó la construcción de un artículo de revisión de la literatura con el objetivo de describir las características del uso de le EEF en las contracciones de tipo concéntrico e isométrico (este artículo fue sometido y en la entrega final del proyecto de investigación se entrega evidencia del sometimiento y del documento correspondiente al artículo). Este artículo se construyó a partir de la identificación, análisis, elección e inclusión de estudios según la estrategia de búsqueda seleccionada. Como apoyo a esta construcción se tienen 3 matrices de síntesis de artículos (**ANEXO 1**).

2. Comparación de los protocolos de EEF para cada tipo contracción.

La fase de evaluación del presente proyecto de investigación contó con la aprobación del Comité de Ética de la Corporación Universitaria Iberoamericana (**ANEXO 2**).

Para la evaluación, fueron seleccionados 10 sujetos hombres, mayores de edad. Sin antecedentes de problemas cardiovasculares o problemas neurológicos u ortopédicos en las piernas. Previamente a la evaluación de estos 10 sujetos se realizarán pruebas piloto para evaluar la respuesta de cada sujeto a la colocación de la estimulación eléctrica.

La selección fue realizada por convocatoria abierta al interior de las personas activas en la Corporación Universitaria Iberoamericana, y los sujetos seleccionados firmaron el consentimiento informado (**ANEXO 3**), según la aprobación del Comité de Ética. Adicionalmente, en cada sesión de evaluación realizada, siguieron el protocolo de bioseguridad, igualmente aprobado por el comité.

Cada sujeto fue evaluado en diferentes momentos, los cuales se describen en la siguiente tabla (Tabla 1):

CONTRACCIÓN CONCÉNTRICA UDC - CUI	CONTRACCIÓN ISOMÉTRICA MOVYLAB - FUCS
Día 1: Evaluación sin corriente	Día 1: Evaluación sin corriente
Día 2: Evaluación de dos corrientes	Día 2: Evaluación de dos corrientes
Día 3: Evaluación de dos corrientes	Día 3: Evaluación de dos corrientes

Tabla 1. Momentos de la evaluación

En cada sesión de evaluación se realizó un calentamiento de 10 minutos, en el que se realizaron ejercicios de estiramiento y movilidad articular. Al finalizar cada sesión se realizó un estiramiento de 10 minutos, enfatizando en ejercicios para cuádriceps e isquiotibiales.

Contracción Concéntrica:

Estas evaluaciones fueron realizadas en la Unidad de Desarrollo Cinético (UDC) de la Corporación Universitaria Iberoamericana. El ejercicio consistía en flexionar y extender las piernas sobre una máquina de gimnasio hecha para este fin (Figura 2). Cada sujeto realiza una serie de aproximación con la carga mínima de la máquina para poder adaptarse a la ejecución del ejercicio según las indicaciones dadas por los evaluadores. Luego, a las mujeres se les colocaba una carga de 50 libras y a los hombres de 100 libras para la ejecución del ejercicio. La instrucción era realizar la mayor cantidad de repeticiones de manera continua hasta llegar al fallo o recibir la instrucción del evaluador de parar, debido a la mala ejecución del ejercicio. Al finalizar, se registraba el número de repeticiones realizadas, el tiempo de ejecución de las mismas y se le preguntaba al sujeto sobre la sensación de fatiga según EVA (Escala Visual Análoga) de 0 a 10, donde 0 es nada de fatiga y 10 la mayor fatiga posible. Inicialmente, la evaluación fue realizada sin corriente, para después en cada momento realizar la evaluación de dos corrientes, seleccionadas de manera aleatoria por los evaluadores. En los momentos en los que la evaluación era de dos corrientes, se tenía un descanso entre cada corriente de 15 minutos. En las evaluaciones con corriente, además de preguntarle al sujeto por la sensación de fatiga, se le cuestionaba por la sensación de colaboración de la corriente en el ejercicio,

igualmente según EVA, donde 0 es nada de colaboración y 10 la mayor colaboración posible. Igualmente, se les cuestionaba sobre la percepción subjetiva que se tenía con cada corriente, en relación a si fue molesta, tolerable, confortable, etc.



Figura 2. Ejercicio para evaluación de la electroestimulación en la contracción concéntrica

La colocación de los electrodos se realizó sobre ambos músculos cuádriceps, con el uso de 4 electrodos y dos canales de electroestimulación (Figura 2).



Figura 3. Colocación de electrodos en músculo cuádriceps

Contracción Isométrica:

Estas evaluaciones fueron realizadas en el Laboratorio de Análisis de Movimiento del Hospital Infantil Universitario de San José (MovyLab-FUCS). El ejercicio consistía en ubicar a cada sujeto en posición supina con los brazos cruzados sobre el pecho, colocando el talón de la pierna a medir encima de la plataforma (Figura 4). La plataforma fue ubicada sobre un banco de entre 40-50 cm de altura, donde el sujeto debía mantener la pierna a medir con una flexión de rodilla y cadera de 90°. Al estar ubicado en esa posición, el sujeto ejercía una fuerza durante un tiempo prolongado en la plataforma, activando los músculos isquiotibiales, sin levantar la pelvis para que no compensara con la musculatura posterior adyacente. La instrucción era realizar la mayor fuerza posible de manera continua, sin soltar la contracción en ningún momento, ni perder la posición inicial, hasta cumplir un tiempo de 2 minutos o recibir la instrucción del evaluador de parar, debido a la mala ejecución del ejercicio, en cuyo caso se invalidaba la repetición. Al finalizar, se le preguntaba al sujeto sobre la sensación de fatiga según EVA (Escala Visual Análoga) de 0 a 10, donde 0 es nada de fatiga y 10 la mayor fatiga posible. Inicialmente, la evaluación fue realizada sin corriente, para después en cada momento realizar la evaluación de dos corrientes,

seleccionadas de manera aleatoria por los evaluadores. En los momentos en los que la evaluación era de dos corrientes, se tenía un descanso entre cada corriente de 15 minutos. En las evaluaciones con corriente, además de preguntarle al sujeto por la sensación de fatiga, se le cuestionaba por la sensación de colaboración de la corriente en el ejercicio, igualmente según EVA, donde 0 es nada de colaboración y 10 la mayor colaboración posible. Igualmente, se les cuestionaba sobre la percepción subjetiva que se tenía con cada corriente, en relación a si fue molesta, tolerable, confortable, etc. La medida tomada en este caso es el registro dado por la plataforma de fuerza que se encontraba debajo del elemento de apoyo de la pierna evaluada. Para que el registro de la plataforma fuera completo, este se iniciaba 5 segundos antes de comenzar la ejecución del ejercicio por el sujeto y se finalizaba 5 segundos después de terminar la ejecución del ejercicio por el sujeto.



Figura 4. Ejercicio para evaluación de la electroestimulación en la contracción isométrica

La colocación de los electrodos se realizó sobre el músculo isquiotibial de la pierna dominante, con el uso de 4 electrodos y dos canales de electroestimulación (Figura 5).



Figura 5. Colocación de electrodos en músculo isquiotibial

Protocolos de contracción:

Los protocolos de estimulación utilizados para cada tipo de contracción se describen a continuación (Tabla 2).

PROTOCOLOS DE ELECTROESTIMULACIÓN	
CORRIENTE AUSSIE Frecuencia Portadora: 4,000 Hz	Modo: Sincrónico (contracción concéntrica) Modo: Recíproco (contracción isométrica) Duración de Burst: 4 miliseg Frecuencia de Burst: 80 Hz Tiempo de subida: 2 seg Tiempo on: 60 seg Tiempo de bajada: 2 seg (contracción concéntrica) Tiempo de bajada: 1 seg (contracción isométrica) Tiempo off: 60 seg (contracción concéntrica) Tiempo off: 1 seg (contracción isométrica)
CORRIENTE INTERFERENCIAL Frecuencia Portadora: 8,000 Hz	
CORRIENTE RUSA Frecuencia Portadora: 2,500 Hz	
CORRIENTE EMS-FES Duración de Pulso: 500 microseg	

Tabla 2. Protocolos de electroestimulación utilizados para ambos tipos de contracción, concéntrica e isométrica

3. Planteamiento del protocolo de EEF para cada tipo de contracción.

Con base en la comparación de los protocolos realizada en el punto 2 se realizó la elección para el planteamiento del protocolo de EEF para cada tipo de contracción.

Capítulo 3 - Resultados

Contracciones concéntricas

La recolección de datos para esta evaluación, arrojó la siguiente tabla de resultados que muestra las medidas de los resultados obtenidos (Tabla 3).

FACTOR	GENERAL	AUSSIE	INTERFERENCIAL	RUSA	EMS-FES
INTENSIDAD (mA)	73,11 ± 27,71	64,52 ± 28,36	70,58 ± 24,74	49,60 ± 23,52	55,81 ± 14,82
REPETICIONES SIN CORRIENTE	15,97 ± 5,55	NA	NA	NA	NA
REPETICIONES CON CORRIENTE	NA	18,96 ± 10,09	17,64 ± 9,07	12,55 ± 13,16	23,16 ± 9,84
MOLESTIA	3,98 ± 2,4	4,06 ± 2,12	3,26 ± 2,73	4,25 ± 2,23	4,5 ± 2,27
FUERZA	NA	6,23 ± 1,78	5,4 ± 3,11	6,31 ± 3,11	6,71 ± 2,33

En la tabla 3 se evidencia que, en comparación con la ejecución del ejercicio sin corriente, todas las corrientes hicieron que se aumentara el número de repeticiones del ejercicio, siendo la corriente de electroestimulación funcional (EMS-FES) aquella que representó más aumento en las repeticiones. En relación con la sensación de molestia, la corriente interferencial fue la que menos generó esta sensación. En cuanto a la sensación de fuerza, la corriente de electroestimulación funcional (EMS-FES) fue la que más puntaje logró.

Contracciones isométricas

En la siguiente figura se evidencia el registro en bruto de los datos capturados por la plataforma de fuerza (Figura 6).

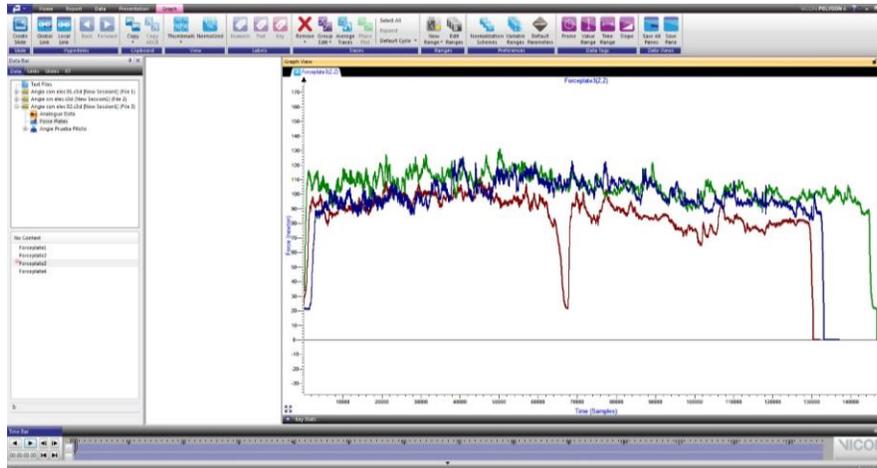


Figura 6. Datos capturados por la plataforma de fuerza

En la figura 6 se puede observar que la línea roja representa los datos capturados sin uso de electroestimulación, mientras las líneas azul y verde representan los datos capturados con uso de dos tipos de corriente eléctrica. Esto representa el aumento en el espectro de fuerza con el uso de la electroestimulación.

En la siguiente figura se evidencia el registro de la fuerza conseguida por las 5 condiciones, 1 sin corriente eléctrica y las demás con uso de 4 tipos diferentes de corriente eléctrica (Figura 7).

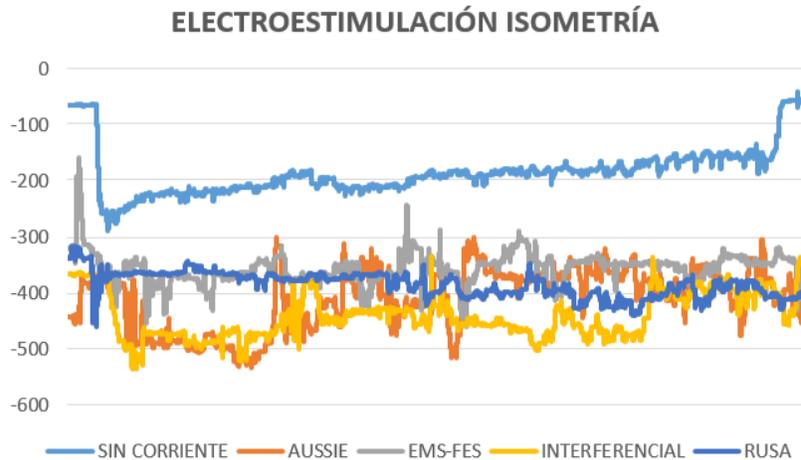


Figura 7. Datos de la fuerza isométrica

En la figura 7 se puede observar que la línea azul claro demuestra el caso de la fuerza conseguida sin corriente, comparada con las líneas de los demás colocares que demuestran el caso de la fuerza conseguida con cuatro tipos de corriente. Esto evidencia una mayor ganancia en fuerza para los casos de aplicación de corriente eléctrica, de manera principal para la corriente rusa.

Cabe resaltar que los datos tomados requieren de un análisis mayor para poder finalizar completamente. Por ejemplo, para el caso de los datos de la contracción de tipo concéntrico, puede ser aplicada una estadística más robusta para la comparación del número de repeticiones y de la sensación de la fuerza para cada caso. Para el caso de los datos de la contracción de tipo isométrico, deben complementarse los resultados con el análisis de los datos de la magnitud y la frecuencia de la fuerza de reacción de los pies, y con el análisis de fatiga en cuento al umbral y la frecuencia. Para esto se está desarrollando el procesamiento de los datos en bruto, pasando algunos filtros que suavizan la señal y retirar ruidos para evitar sesgos, así como se procederá posteriormente a desarrollar los análisis mencionados anteriormente. De esto se pretende sacar un segundo artículo como resultado del proyecto de investigación.

Referencias

- ✓ Adams, C., Scott, W., Basile, J., Hughes, L., Leigh, J., Schiller, A., & Walton, J. (2018). Electrically elicited quadriceps muscle torque: A comparison of 3 waveforms. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 48(3), 217–224. <https://doi.org/10.2519/jospt.2018.7601>
- ✓ Akinoglu, B., & Kocahan, T. (2020). Russian current versus high voltage current with isokinetic training on the quadriceps muscle strength and endurance. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 16(3), 272–278. <https://doi.org/10.12965/jer.2040260.130>
- ✓ Aksöz, E. A., Laubacher, M., Binder-Macleod, S., & Hunt, K. J. (2016). Effect of stochastic modulation of inter-pulse interval during stimulated isokinetic leg extension. *European Journal of Translational Myology*, 26(3), 229–234. <https://doi.org/10.4081/ejtm.2016.6160>
- ✓ Bellew, J. W., Allen, M., Biefnes, A., Grantham, S., Miglin, J., & Swartzell, D. (2018). Efficiency of neuromuscular electrical stimulation: A comparison of elicited force and subject tolerance using three electrical waveforms. *Physiotherapy Theory and Practice*, 34(7), 551–558. <https://doi.org/10.1080/09593985.2017.1422820>
- ✓ Bellew, J. W., Beiswanger, Z., Freeman, E., Gaerte, C., & Trafton, J. (2012). Interferential and burst-modulated biphasic pulsed currents yield greater muscular force than Russian current. *Physiotherapy Theory and Practice*, 28(5), 384–390. <https://doi.org/10.3109/09593985.2011.637286>
- ✓ Bellew, J. W., Sanders, K., Schuman, K., & Barton, M. (2014). Muscle force production with low and medium frequency burst modulated biphasic pulsed currents. *Physiotherapy Theory and Practice*, 30(2), 105–109. <https://doi.org/10.3109/09593985.2013.823582>
- ✓ Binder-Macleod, S.A & Scott, W.B. 2001. Comparison of fatigue produced by various electrical stimulation trains. *Acta Physiol Scand* 100 Hz, tren de 10 pulsos, 600 µs pulsos, 135 V)

- ✓ Cabric, M., & Appell, H. J. (1987). Effect of electrical stimulation of high and low frequency on maximum isometric force and some morphological characteristics in men. *International Journal of Sports Medicine*, 8(4), 256–260. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1025665>
- ✓ Cameron, M. H., Rodríguez Rodríguez, L.-P., & GEA Consultoría Editorial. (2009). *Agentes físicos en rehabilitación : de la investigación a la práctica*. Elsevier. Retrieved from https://books.google.com.co/books/about/Agentes_Fisicos_en_Rehabilitacion.html?hl=es&id=SzOSEZqPiDMC&redir_esc=y
- ✓ Cometti, C., Babault, N., & Deley, G. (2016). Effects of constant and doublet frequency electrical stimulation patterns on force production of knee extensor muscles. *PLoS ONE*, 11(5), 1–10. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0155429>
- ✓ Dantas, L. O., Vieira, A., Junior, A. L. S., Salvini, T. F., & Durigan, J. L. Q. (2015). Comparison between the effects of 4 different electrical stimulation current waveforms on isometric knee extension torque and perceived discomfort in healthy women. *Muscle and Nerve*, 51(1), 76–82. <https://doi.org/10.1002/mus.24280>
- ✓ Deley, G., Denuziller, J., Babault, N., & Taylor, J. A. (2015). Effects of electrical stimulation pattern on quadriceps isometric force and fatigue in individuals with spinal cord injury. *Muscle and Nerve*, 52(2), 260–264. <https://doi.org/10.1002/mus.24530>
- ✓ Doucet, BM, Lam, A. y Griffin, L. (2012). Estimulación eléctrica neuromuscular para la función del músculo esquelético. *La revista de biología y medicina de Yale*, 85 (2), 201–215. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3375668/>
- ✓ Downey, R. J., Merad, M., Gonzalez, E. J., & Dixon, W. E. (2017). The Time-Varying Nature of Electromechanical Delay and Muscle Control Effectiveness in Response to Stimulation-Induced Fatigue. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(9), 1397–1408. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2016.2626471>

- ✓ Draz, A. H. (2014). Bilateral Effect of Unilateral Isokinetic Concentric Training and Russian Current Stimulation on Quadriceps Strength. *American Journal of Health Research*, 2(6), 350. <https://doi.org/10.11648/j.ajhr.20140206.15>
- ✓ Enoka, R. M., Amiridis, I. G., & Duchateau, J. (2020). Electrical Stimulation of Muscle: Electrophysiology and Rehabilitation. *Physiology (Bethesda, Md.)*, 35(1), 40–56. <https://doi.org/10.1152/physiol.00015.2019>
- ✓ Kortianou, E. A., Papafilippou, E. K., & Karagkounis, A. (2021). Respiratory, cardiac and metabolic responses during electrical muscle stimulation in quadriceps muscle versus comparable voluntary muscle contractions. *Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation*, 81(1), 12–17. <https://doi.org/10.1080/00365513.2020.1846210>
- ✓ Laubacher, M., Aksöz, E. A., Binder-Macleod, S., & Hunt, K. J. (2016). Comparison of proximally versus distally placed spatially distributed sequential stimulation electrodes in a dynamic knee extension task. *European Journal of Translational Myology*, 26(2), 110–115. <https://doi.org/10.4081/ejtm.2016.6016>
- ✓ Lein, D. H., Eidson, C., Hammond, K., Yuen, H. K., & Bickel, C. S. (2021). The impact of varying interphase interval on neuromuscular electrical stimulation-induced quadriceps femoris muscle performance and perceived discomfort. *Physiotherapy Theory and Practice*, 37(10), 1117–1125. <https://doi.org/10.1080/09593985.2019.1685032>
- ✓ MacIntosh, B. R., Taub, E. C., Dormer, G. N., & Tomaras, E. K. (2008). Potentiation of isometric and isotonic contractions during high-frequency stimulation. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, 456(2), 449–458. <https://doi.org/10.1007/s00424-007-0374-4>
- ✓ Marion, M. S., Wexler, A. S., & Hull, M. L. (2013). Predicting non-isometric fatigue induced by electrical stimulation pulse trains as a function of pulse duration. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 1. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-13>
- ✓ Minogue, C. M., Caulfield, B. M., & Lowery, M. M. (2014). Whole body oxygen uptake and evoked torque during subtetanic isometric electrical stimulation of

the quadriceps muscles in a single 30-minute session. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(9), 1750–1758. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.04.004>

✓ Nishikawa, Y., Watanabe, K., Takahashi, T., Maeda, N., Maruyama, H., & Kimura, H. (2021). The effect of electrical muscle stimulation on quadriceps muscle strength and activation patterns in healthy young adults. *European Journal of Sport Science*, 21(10), 1414–1422. <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1838617>

✓ Popović, D. B. (2014). Advances in functional electrical stimulation (FES). *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(6), 795–802. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.09.008>

✓ Snyder-Mackler, L., Binder-Macleod, S.A. & Williams, P.R. 1993. Fatiguability of human quadriceps femoris muscle following anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* 25, 783±789

✓ Vitry, F., Martin, A., & Papaiordanidou, M. (2019). Impact of stimulation frequency on neuromuscular fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, 119(11–12), 2609–2616. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04239-x>

✓ Young Hee Choi, and A.-M. Y. (2019). 乳鼠心肌提取 HHS Public Access. *Physiology & Behavior*, 176(3), 139–148. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aa9820>. Distributed

Anexos

Anexo 1. Matrices de síntesis de artículos para el artículo de revisión

Anexo 2. Comité de Ética

Anexo 3. Consentimientos informados (En físico)