



FUNDACION H.A.BARCELO
FACULTAD DE MEDICINA

METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

TRABAJO FINAL DE INVESTIGACIÓN

**ESTUDIO COMPARATIVO SOBRE LOS EFECTOS DE LA ELECTROESTIMULACIÓN
NEUROMUSCULAR DE BAJA FRECUENCIA EN SUJETOS SANOS SOBRE LA FATIGA.**

AUTOR/ES: Ortiz, Juan José

TUTOR/ES DE CONTENIDO: Lic. Dandres, Romeli

TUTOR/ES METODOLÓGICO: Lic. Ronzio, Oscar

FECHA DE LA ENTREGA: 01-11-2015

CONTACTO DEL AUTOR: jj_lrc@hotmail.com.ar

RESUMEN

Introducción: La electro estimulación neuromuscular (EENM) es una técnica que consiste en la aplicación de corrientes eléctricas entregada a través de electrodos colocados en los vientres musculares (vías periféricas) o nervios (vías centrales) con el fin de producir una contracción involuntaria. Los objetivos más importantes son prevención de lesiones, acelerar el proceso de recuperación, fortalecer y aumentar el rendimiento de la fuerza muscular. Existen en el mercado muchos tipos de corrientes, tanto de baja como de media frecuencia. Muchas de estas modalidades no han sido evaluadas aún en forma cuantitativa en las variables fuerza producida, tolerancia y fatiga, que son indicadores de la calidad de la estimulación. El objetivo de este trabajo es comparar nuevas corrientes y dosificaciones para determinar la mejor corriente con sus variables para la aplicación clínica de las mismas.

Material y métodos: Se ha realizado un estudio descriptivo experimental transversal prospectivo, de campo, cuantitativo, doble ciego. Se ha utilizado un electroestimulador para producir la contracción muscular. Para medir la fatiga se ha empleado un dinamómetro isométrico con celda de carga e interface a computador marca Fisio-move®, modelo Isoforce®.

Resultados: Los resultados obtenidos demuestran que las corrientes Farádicas inducen mayor fatiga en comparación con las otras corrientes evaluadas.

Discusión y Conclusión: En base a los resultados obtenidos es posible dilucidar que las corrientes triangulares (Farádicas) producen una significada fatiga con respecto a las corrientes rectangulares (RBS y RBS –IPI) las cuales presentaron una ajustada diferencia entre ellas, siendo la RBS- IPI la menos fatigante.

Palabras Clave: Electro estimulación neuromuscular – fuerza - fatiga – forma de onda

ABSTRACT

Introduction: The neuromuscular electrical stimulation (NMES) is a technique that involves the application of electric current delivered through electrodes placed on the muscle bellies (peripheral lines), or nerves (central lines) to produce an involuntary contraction. The major objectives are prevention of injuries, accelerate the recovery process, strengthen and increase muscle strength performance. On the market many types of currents, both low and medium frequency. Many of these arrangements have not yet been quantitatively evaluated in the variable force produced, tolerance and fatigue, which are indicators of the quality of stimulation. The aim of this study is to compare current and new dosages to determine the best current with variables for clinical application thereof.

Material and methods: A prospective cross-experimental descriptive study field, quantitative, double ciego. Se use a stimulator to produce muscle contraction will take place. To measure fatigue isometric dynamometer load cell used with a computer and interface physio-Move® brand, model Isoforce®.

Results: The results show that the faradic currents induce greater fatigue compared to other current assessed.

Discussion and conclusion: Based on the results obtained it is possible to elucidate the triangular current (faradaic) produce a fatigue meant with respect to the rectangular currents (RBS and RBS -IPI) which presented an adjusted difference between them being less fatiguing the RBS-IPI .

Keywords: Neuromuscular electrostimulation - strength - fatigue - Waveform

INTRODUCCIÓN

La fuerza es la capacidad física más importante debido a que es la base del resto de las capacidades. Se define como la habilidad de vencer una resistencia gracias a una contracción(1). Se puede trabajar a través de un programa de ejercicios, aplicación de corrientes eléctricas, como también combinando ambos.(2-6)

Existen diferentes métodos de aplicación de corriente eléctrica: Estimulación eléctrica (ES), Estimulación eléctrica neuromuscular (EENM), y la estimulación eléctrica funcional (FES).(7)

La EENM es una técnica que consiste en la aplicación de corrientes eléctricas entregada a través de electrodos colocados en los vientres musculares (vías periféricas) o nervios (vías centrales) con el fin de producir una contracción involuntaria(8, 9).Esta técnica tiene un rol muy importante para acelerar el proceso de recuperación, prevención de lesiones, fortalecer y aumentar el rendimiento de la fuerza muscular(3, 5, 7, 10, 11).El resultado de un entrenamiento, ya sea por EENM o por contracción voluntaria, depende de la fuerza producida en las sesiones. Para lograr mantener los valores de torque y trofismo muscular deben alcanzarse repetidamente niveles mínimos de fuerza inducida por electroestimulación (FIEE) del 20% de la fuerza máxima voluntaria isométrica (FMVI). Para mejorar el rendimiento muscular son necesarios picos de fuerza del 30 al 50 % de FMVI(5, 12).La entrega de la estimulación eléctrica se puede personalizar para reducir la fatiga y efectivizar la salida de la fuerza por el ajuste de los parámetros de estimulación asociados. Una comprensión completa de los ajustes que rigen la estimulación es vital para la seguridad del paciente y el éxito de la intervención. Se debe considerar a la frecuencia, ancho de pulso / duración, ciclo de trabajo, la intensidad / amplitud, tiempo de rampa, patrón de impulsos, la duración del programa, la frecuencia del programa y grupo muscular activado. Estas variables deben permitir generar picos de fuerza máxima con mínima sensación nociceptiva.(7)

Si bien los beneficios de la EENM son contundentes, es importante conocer que genera una fatiga excesiva(7).La fatiga se define como la incapacidad de generar o mantener los niveles de fuerza con el tiempo(13).La fuerza producida y la fatiga pueden ser medidas mediante el uso de dinamómetros, tanto isocinéticos como isométricos. La segunda opción tiene un costo mucho menor y trabajos científicos que avalan su confiabilidad.(5, 12, 13). Otro método muy fiable es la plataforma de fuerza que arroja resultados más precisos en cuanto a fuerza realizada, tiempo en el que se desarrolla dicha fuerza, tiempo de aire, etc. Estas variables pueden ser utilizadas para identificar capacidad de reclutamiento de unidades motoras, fatiga etc.(9)

Las corrientes de baja frecuencia rectangulares bifásicas simétricas (RBS-BF) según las investigaciones son más tolerables e inducen mayor fuerza que las rusas y neorusas.

Trabajan a frecuencias que van desde 30-200 Hz con una tendencia a generar mayor fuerza entre 50 y 70 Hz(5, 14, 15).A este estilo de corrientes se le agregó una rectangular bifásica simétrica de baja frecuencia con intervalo intrapulso (RBS-BF IPI).Con la inclusión de ésta variable al parecer genera un mayor torque, pero no existen comparaciones entre esta corriente con otras modalidades. La única publicación al respecto indica que el valor óptimo de IPI para generar más torque es de 1000 us. Las corrientes farádicas mejoran la fuerza y vascularización de grupos musculares (15, 16). El objetivo de este trabajo es evaluar en sujetos sanos de 18 a 30 años de edad, cuál de estas corrientes, Farádicas asimétricas (FA), RBS-BF y RBS-BF con Intervalo IntraPulso induce menor fatiga.

MATERIAL Y MÉTODOS

Tipo, diseño y características del estudio:

Se ha realizado un estudio descriptivo experimental transversal prospectivo, de campo, cuantitativo, doble ciego.

Población y muestra:

Se ha designado una población de 13 voluntarios, jóvenes masculinos de 18 a 30 años de edad, que realicen actividad física de forma regular.(12, 17, 18)

Tamaño de la muestra:

Se han seleccionado para participar de la muestra a 13 voluntarios que cumplan con los criterios de inclusión y exclusión.

Tipo de muestreo:

El tipo de muestreo ha sido aleatorio simple, donde se le aplicó a todos los sujetos todas las corrientes.(13)

Criterios de inclusión: Han sido voluntarios disponibles, masculinos que su pierna hábil sea la derecha.(5, 17)

Criterios de exclusión: Han sido aquellos voluntarios que no realicen actividad física regular, que tengan marcapasos, roturas en la piel en la zona por debajo a donde se coloquen los electrodos, intolerancia o fobia a la electroestimulación, patologías musculoesqueléticas que afecten a la extremidad inferior a ensayar, obesos.(5, 13, 17)

Criterios de eliminación: Han sido aquellos participantes que se ausenten a las mediciones y pruebas.(17)

Aspectos éticos:

El presente proyecto fue evaluado por el Comité de Ética del Instituto Universitario De Ciencias De La Salud, Fundación H. A. Barceló.

Se le entregó a los participantes un documento escrito titulado “Carta de información y consentimiento escrito de participación del voluntario” y otro denominado “Consentimiento informado” explicando los objetivos y propósitos del estudio, los procedimientos experimentales, cualquier riesgo conocido a corto o largo plazo,

posibles molestias; beneficios de los procedimientos aplicados; duración del estudio; la suspensión del estudio cuando se encuentren efectos negativos o suficiente evidencia de efectos positivos que no justifiquen continuar con el estudio y, la libertad que tienen los sujetos de retirarse del estudio en cualquier momento que deseen. En ese documento también se indica cómo será mantenida la confidencialidad de la información de los participantes en el estudio ante una eventual presentación de los resultados en eventos científicos y/o publicaciones. En caso de aceptación el sujeto firmará dichos documentos.

Procedimiento/s

Instrumento(s)/Materiales:

Se ha utilizado un electroestimulador para producir la contracción muscular. Para la medición de fatiga se ha utilizado un dinamómetro isométrico con celda de carga e interface a computador marca Fisio-move®, modelo Isoforce®.

Método:

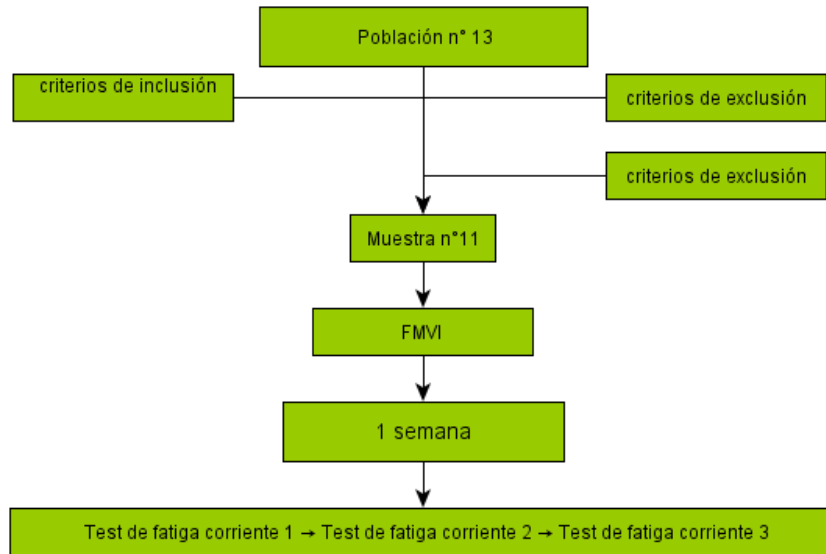
Se ha invitado de forma verbal a los voluntarios a participar. La misma se realizó en jóvenes masculinos que tengan entre 18 y 30 años que su miembro inferior hábil sea la derecha(5, 8, 17). Aquellos que califiquen serán filtrados mediante los criterios de exclusión para determinar la muestra.

Al momento de obtener la muestra se ha realizado la designación que será de forma aleatoria simple, a través de la página web Randomization.(13)

Los procedimientos han sido los siguientes:

Se evaluó la FMVI previamente.

Medición de la fatiga: Una vez finalizado el protocolo de electroestimulación se ha realizado la medición de la fatiga inducida por los tres tipos de estimulación eléctrica luego de un periodo de descanso de 10 minutos. Se ha empleado un dinamómetro isométrico con celda de carga e interface a computador marca Fisio-move®, modelo Isoforce®. Se ha colocado al paciente sentado en un sillón terapéutico con la cadera a 110 y la rodilla en flexión de 90°, bien estabilizado en el tronco con cinchas. Se le ha indicado al paciente que cruce sus brazos sobre el pecho y que se relaje. Se ha sujetado mediante una tobillera el sistema de medición al extremo distal del miembro inferior derecho. Se ha incrementado la intensidad de la corriente al máximo tolerable y se han tomado los datos de la FMIE de 21 contracciones, los parámetros a usar han sido: 5 segundos de estimulación eléctrica (incluyendo 1 segundo de rampa de subida, 3 segundos de contracción, 1 de rampa de bajada) separados por periodos de 5 segundos de pausa, ancho de pulso de 200 ms y una frecuencia de 50 Hz y un periodo de pausa de entre las modalidades de corrientes de 120 segundos(4, 5, 12-14, 19) Los datos recopilados fueron volcados al Microsoft Excel 2013.



Normalización de los datos de la variable Fatiga:

Cada repetición del test de fatiga, inducida por EENM, ha sido normalizada en función a la FMVI averiguada previamente y transformada en porcentaje de la misma mediante la siguiente fórmula:

$$RP_x = (FIEE_{xx} \times 100) / FMVI$$

Dónde “RP” es el valor porcentual de la FMVI y “x” es el número de repetición (1,2,3...21).

Posteriormente, se ha calculado a que porcentaje de la primera contracción equivalente las subsiguientes (Rx), considerando RP1 como el 100 % y las 20 repeticiones restantes (RP2, RP3...RP21) como el porcentaje de RP1, mediante la siguiente fórmula:

$$R_x = (RP_{xx} \times 100) / RP_1$$

Luego, se han contabilizado la cantidad de contracciones que fueron iguales o menores al 50 % de fuerza de la inicial, determinando así la fatiga inducida por cada tipo de estimulación eléctrica.(12, 17)

Tratamiento estadístico de los datos:

Los datos han sido volcados al Microsoft Excel, con el que se han realizado tablas y gráficos. Para describir a las variables cuantitativas se ha calculado promedio, desvío estándar, mínimo y máximo.

RESULTADOS

La Tabla 1, 2 y 3 representan los datos de la fuerza inducida por electroestimulación normalizada con la FMVI y pasada a porcentajes, considerando la primera de las 21 como el 100%. (Gráfico 1).

Tabla 1: Corriente Farádicas.

N	FAR-R1	FAR-R2	FAR-R3	FAR-R4	FAR-R5	FAR-R6	FAR-R7	FAR-R8	FAR-R9	FAR-R10	FAR-R11	FAR-R12	FAR-R13	FAR-R14	FAR-R15	FAR-R16	FAR-R17	FAR-R18	FAR-R19	FAR-R20	FAR-R21
1	100,00	68,75	93,75	100,00	100,00	93,75	93,75	100,00	93,75	93,75	43,75	87,50	87,50	68,75	43,75	81,25	87,50	81,25	43,75	81,25	43,75
2	100,00	100,00	96,00	96,00	42,00	42,00	42,00	42,00	42,00	42,00	42,00	42,00	42,00	42,00	42,00	36,00	36,00	36,00	36,00	36,00	36,00
3	100,00	100,00	88,89	88,89	88,89	88,89	93,33	93,33	93,33	77,78	77,78	88,89	88,89	88,89	88,89	88,89	88,89	77,78	77,78	66,67	66,67
4	100,00	100,00	100,00	94,00	106,00	106,00	64,00	58,00	64,00	58,00	64,00	64,00	64,00	64,00	64,00	54,00	54,00	54,00	54,00	54,00	54,00
5	100,00	75,00	87,50	112,50	87,50	87,50	87,50	75,00	87,50	75,00	75,00	75,00	87,50	75,00	62,50	62,50	37,50	50,00	62,50	50,00	37,50
6	100,00	100,00	100,00	94,00	106,00	106,00	106,00	106,00	112,00	118,00	118,00	118,00	118,00	118,00	106,00	112,00	106,00	112,00	106,00	112,00	106,00
7	100,00	100,00	106,67	106,67	108,89	108,89	100,00	106,67	106,67	106,67	106,67	106,67	108,89	108,89	115,56	115,56	113,33	108,89	103,33	108,89	106,67
8	100,00	32,22	35,56	32,22	35,56	35,56	35,56	35,56	35,56	35,56	35,56	35,56	32,22	32,22	32,22	32,22	32,22	32,22	32,22	32,22	32,22
9	100,00	23,33	23,33	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67	30,00	30,00	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67
10	100,00	100,00	88,89	88,89	88,89	77,78	77,78	88,89	88,89	77,78	77,78	66,67	66,67	66,67	66,67	55,56	44,44	44,44	44,44	37,04	37,04
11	100,00	102,70	100,00	102,70	102,70	100,00	100,00	75,38	89,19	89,19	89,19	71,57	78,38	89,19	61,85	89,19	72,97	91,89	84,59	91,89	72,97
Media	100,00	82,00	83,69	85,69	81,19	79,37	75,95	72,83	74,30	74,44	68,76	71,57	73,10	70,99	65,37	69,90	65,15	64,47	62,48	62,78	58,00
Desv. Est.	0,00	29,18	27,58	28,74	30,93	30,29	29,46	28,21	29,30	30,65	29,53	28,17	29,34	29,49	31,27	29,64	31,68	29,85	30,06	30,09	29,65
Máx.	100,00	102,70	102,70	112,50	108,89	108,89	106,00	112,00	124,00	118,00	118,00	118,00	118,00	118,00	115,56	113,33	108,89	103,33	108,89	112,00	112,00
Mín.	100,00	23,33	23,33	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67	30,00	30,00	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67	26,67

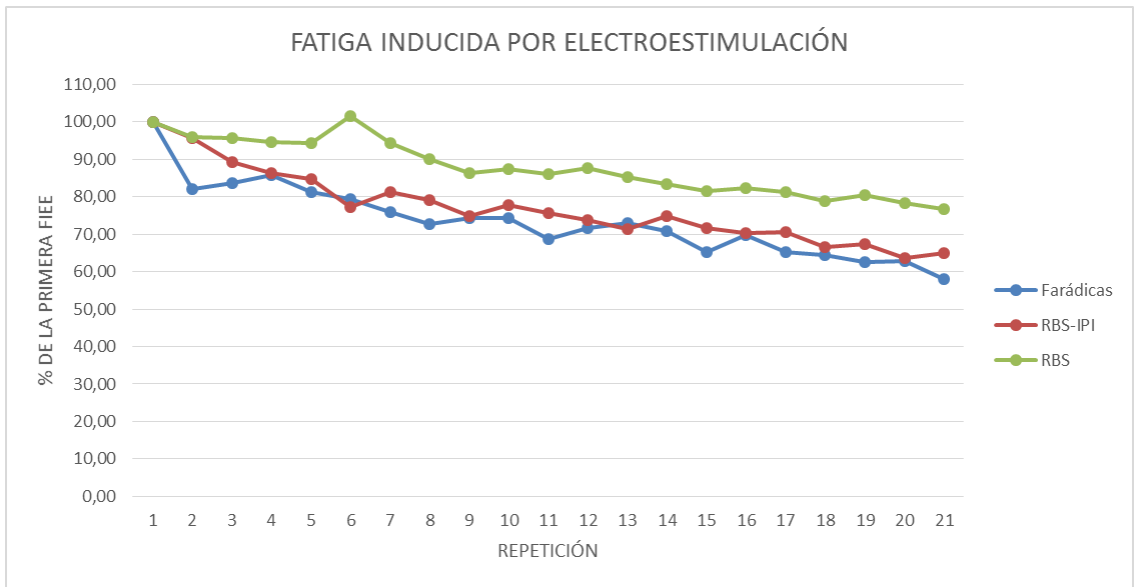
Tabla 2: Corriente RBS.

N	RBS-IP1-R1	RBS-IP1-R2	RBS-IP1-R3	RBS-IP1-R4	RBS-IP1-R5	RBS-IP1-R6	RBS-IP1-R7	RBS-IP1-R8	RBS-IP1-R9	RBS-IP1-R10	RBS-IP1-R11	RBS-IP1-R12	RBS-IP1-R13	RBS-IP1-R14	RBS-IP1-R15	RBS-IP1-R16	RBS-IP1-R17	RBS-IP1-R18	RBS-IP1-R19	RBS-IP1-R20	RBS-IP1-R21
1	100,00	85,67	116,82	124,61	124,61	116,82	116,82	124,61	116,82	116,82	54,52	109,03	109,03	85,67	54,52	101,25	109,03	101,25	54,52	101,25	54,52
2	100,00	63,68	61,13	61,13	26,74	26,74	26,74	26,74	26,74	26,74	26,74	26,74	26,74	26,74	22,92	22,92	22,92	22,92	22,92	22,92	22,92
3	100,00	69,76	609,76	609,76	573,17	646,34	646,34	390,24	353,66	390,24	353,66	390,24	390,24	390,24	390,24	390,24	390,24	329,27	329,27	329,27	329,27
4	100,00	23,08	26,92	34,62	26,92	26,92	23,08	26,92	26,92	23,08	23,08	26,92	23,08	26,92	23,08	19,23	19,23	11,54	15,38	19,23	15,38
5	100,00	96,15	96,15	90,38	101,92	101,92	101,92	101,92	107,69	119,23	113,46	113,46	113,46	113,46	101,92	107,69	101,92	107,69	101,92	107,69	101,92
6	100,00	166,67	177,78	177,78	181,48	181,48	181,48	166,67	177,78	177,78	177,78	177,78	181,48	181,48	192,59	192,59	188,89	181,48	172,22	181,48	177,78
7	100,00	31,72	35,01	31,72	35,01	35,01	35,01	35,01	35,01	35,01	35,01	35,01	31,72	31,72	31,72	31,72	31,72	31,72	31,72	31,72	31,72
8	100,00	25,00	25,00	28,57	28,57	28,57	28,57	28,57	28,57	28,57	28,57	28,57	28,57	28,57	28,57	28,57	28,57	28,57	28,57	28,57	28,57
9	100,00	211,11	211,11	211,11	211,11	211,11	211,11	200,00	200,00	200,00	188,89	188,89	188,89	188,89	188,89	188,89	188,89	177,78	177,78	177,78	177,78
10	100,00	380,00	380,00	380,00	380,00	380,00	380,00	330,00	330,00	330,00	270,00	270,00	270,00	270,00	270,00	270,00	270,00	340,00	350,00	340,00	270,00
Media	100,00	194,70	190,85	189,34	193,85	192,24	170,64	158,14	166,18	158,02	154,81	157,82	160,09	160,87	150,17	161,55	150,75	150,34	147,04	146,14	135,72
Desv. Est.	0,00	194,95	187,10	179,40	198,08	197,44	149,67	134,39	144,37	129,19	138,91	135,83	137,19	140,21	137,78	143,84	128,58	129,53	132,77	123,59	116,59
Máx.	100,00	155,17	181,60	193,70	193,70	181,60	181,60	193,70	181,60	181,60	125,98	169,49	169,49	137,93	137,93	157,38	169,49	157,38	120,69	157,38	114,29
Mín.	100,00	83,33	85,62	80,48	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	40,85	40,85	40,85	40,85	40,85	40,85	40,85

Tabla 3: Corrientes RBS-IP1.

N	RBS-IP1-R1	RBS-IP1-R2	RBS-IP1-R3	RBS-IP1-R4	RBS-IP1-R5	RBS-IP1-R6	RBS-IP1-R7	RBS-IP1-R8	RBS-IP1-R9	RBS-IP1-R10	RBS-IP1-R11	RBS-IP1-R12	RBS-IP1-R13	RBS-IP1-R14	RBS-IP1-R15	RBS-IP1-R16	RBS-IP1-R17	RBS-IP1-R18	RBS-IP1-R19	RBS-IP1-R20	RBS-IP1-R21
1	100,00	133,17	181,60	193,70	181,60	181,60	193,70	181,60	181,60	84,75	169,49	169,49	133,17	84,75	157,38	169,49	157,38	84,75	157,38	84,75	
2	100,00	113,48	108,94	108,94	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	40,85	40,85	40,85	40,85	40,85	40,85	40,85
3	100,00	155,17	137,93	137,93	137,93	137,93	144,83	144,83	120,69	107,69	107,69	137,93	137,93	137,93	137,93	137,93	137,93	120,69	107,69	103,45	103,45
4	100,00	104,17	104,17	97,92	110,42	110,42	66,67	60,42	66,67	60,42	66,67	66,67	66,67	66,67	66,67	66,67	66,67	56,25	56,25	56,25	56,25
5	100,00	85,71	100,00	128,57	100,00	100,00	85,71	100,00	85,71	100,00	85,71	85,71	100,00	85,71	71,43	71,43	42,86	57,14	71,43	57,14	57,14
6	100,00	85,62	85,62	80,48	90,75	90,75	90,75	95,89	106,16	101,03	101,03	101,03	101,03	101,03	90,75	95,89	90,75	95,89	90,75	95,89	90,75
7	100,00	83,33	88,89	88,89	90,74	90,74	90,74	83,33	88,89	88,89	88,89	88,89	90,74	90,74	96,30	96,30	94,44	90,74	86,11	90,74	88,89
8	100,00	114,17	125,98	114,17	125,98	125,98	125,98	125,98	125,98	125,98	125,98	125,98	114,17	114,17	114,17	114,17	114,17	114,17	114,17	114,17	114,17
9	100,00	100,00	100,00	114,29	114,29	114,29	114,29	114,29	114,29	114,29	114,29	128,57	128,57	114,29	114,29	114,29	114,29	114,29	114,29	114,29	114,29
10	100,00	111,76	111,76	111,76	111,76	111,76	111,76	111,76	111,76	105,88	105,88	105,88	105,88	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	94,12	94,12	94,12
11	100,00	97,44	94,87	97,44	97,44	94,87	94,87	71,79	84,62	84,62	69,23	74,36	84,62	61,54	84,62	69,23	84,62	84,62	84,62	84,62	69,23
Media	100,00	107,64	112,71	115,83	110,97	109,64	106,29	102,75	105,12	103,29	99,29	101,92	102,78	97,82	89,90	97,67	94,13	93,05	88,03	91,48	83,58
Desv. Est.	0,00	21,76	27,55	30,69	35,97	33,37	36,47	41,71	36,77	35,48	23,44	35,84	34,34	26,96	28,06	32,92	39,96	33,49	24,63	32,45	24,58
Máx.	100,00	155,17	181,60	193,70	193,70	181,60	181,60	193,70	181,60	181,60	125,98	169,49	169,49	137,93	137,93	157,38	169,49	157,38	120,69	157,38	114,29
Mín.	100,00	83,33	85,62	80,48	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	47,66	40,85	40,85	40,85	40,85	40,85	40,85	40,85

Gráfico 1: Fatiga inducida por las corrientes Farádicas, RBS y RBS-IP1.



La estimulación eléctrica neuromuscular es una herramienta crucial en la terapéutica la cual nos aporta beneficios a la hora de recuperar un músculo atrofiado, prevenir lesiones y como complemento con el ejercicio voluntario para aumentar el rendimiento muscular.(2, 4, 20). Sin embargo aún no hay un consenso de que corriente usar ante diferentes demandas, y aquí toma importancia este trabajo en el cual se comparan diferentes corrientes para determinar cual genera mayor fatiga, ítem muy importante que va a determinar la fuerza de la contracción muscular(12).

Mediante los resultados obtenidos podemos apreciar que el tipo de corriente Farádica fue la que genero mayor fatiga en los individuos. En estudios realizados se compararon corrientes polifásicas, bifásicas y monofásicas, dando como resultado a la polifásica como la más fatigante pudiendo determinar que la forma de onda es una consideración importante a la hora de elegir un régimen de estimulación muscular. También se observaron patrones repetibles en las 3 formas de onda en las cuales se aprecia un descenso agudo de la contracción muscular a partir de la 5ta repetición, coincidiendo con trabajos realizados.(12)

Como conclusión al trabajo realizado, podemos observar diferencias en la producción de fatiga según el tipo de onda elegido. Sería interesante complementar esta investigación con el trabajo el cual compara a estas 3 corrientes, pero evaluando cual genera mayor fuerza, para determinar la calidad de estas corrientes.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Mendez Galvis ÉA, Marquez Arabia JJ, Castro Castro Ca. El trabajo de fuerza en el desarrollo de la potencia en futbolistas de las divisiones menores de un equipo profesional de fútbol. *Iatreia*. 2007;20(2):127-43.
2. Song Y, Forsgren S, Yu J, Lorentzon R, Stal PS. Effects on contralateral muscles after unilateral electrical muscle stimulation and exercise. *PloS one*. 2012;7(12):e52230.
3. von Stengel S, Bebenek M, Engelke K, Kemmler W. Whole-Body Electromyostimulation to Fight Osteopenia in Elderly Females: The Randomized Controlled Training and Electrostimulation Trial (TEST-III). *Journal of osteoporosis*. 2015;2015:643520.
4. Banerjee P, Caulfield B, Crowe L, Clark A. Prolonged electrical muscle stimulation exercise improves strength and aerobic capacity in healthy sedentary adults. *Journal of applied physiology*. 2005;99(6):2307-11.
5. de Robles A, Garcia T, Sanz C, Comin M. Variation of electrostimulation parameters with low frequency biphasic currents and evoked strengths.pdf. *REHABILITACION-MADRID*. 2001;35(5):287-94.
6. Ward AR, Shkuratova N. Russian electrical stimulation: the early experiments. *Physical therapy*. 2002;82(10):1019-30.
7. Doucet BM, Lam A, Griffin L. Neuromuscular electrical stimulation for skeletal muscle function. *The Yale journal of biology and medicine*. 2012;85(2):201-15.
8. Bergquist AJ, Wiest MJ, Collins DF. Motor unit recruitment when neuromuscular electrical stimulation is applied over a nerve trunk compared with a muscle belly: quadriceps femoris. *Journal of applied physiology*. 2012;113(1):78-89.
9. Martinez-Lopez EJ, Benito-Martinez E, Hita-Contreras F, Lara-Sanchez A, Martinez-Amat A. Effects of electrostimulation and plyometric training program combination on jump height in teenage athletes. *Journal of sports science & medicine*. 2012;11(4):727-35.
10. Hortobagyi T, Maffiuletti NA. Neural adaptations to electrical stimulation strength training. *European journal of applied physiology*. 2011;111(10):2439-49.

11. Black CD, McCully KK. Muscle injury after repeated bouts of voluntary and electrically stimulated exercise. *Medicine and science in sports and exercise*. 2008;40(9):1605-15.
12. Laufer Y, Ries JD, Leininger PM, Alon G. Quadriceps femoris muscle torques and fatigue generated by neuromuscular electrical stimulation with three different waveforms. *Physical therapy*. 2001;81(7):1307-16.
13. Laufer Y, Elboim M. Effect of burst frequency and duration of kilohertz-frequency alternating currents and of low-frequency pulsed currents on strength of contraction, muscle fatigue, and perceived discomfort. *Physical therapy*. 2008;88(10):1167-76.
14. Park SH, Hwangbo G. Effects of combined application of progressive resistance training and Russian electrical stimulation on quadriceps femoris muscle strength in elderly women with knee osteoarthritis. *Journal of physical therapy science*. 2015;27(3):729-31.
15. Monaghan B, Caulfield B, O'Mathuna DP. Surface neuromuscular electrical stimulation for quadriceps strengthening pre and post total knee replacement. *The Cochrane database of systematic reviews*. 2010(1):CD007177.
16. Kaczmarek P, Huber J, Lisinski P, Witkowska A, Kasinski A. Investigation of the relationship between stimulus parameters and a human muscle contraction force during stimulation of the gastrocnemius muscle. *Artificial organs*. 2010;34(2):126-35.
17. Deveikis I, Gómez D, Ramírez R, Villa C, Ronzio O. Efectos inmediatos sobre la fuerza máxima voluntaria isométrica en la electroestimulación rusa y de baja frecuencia.
18. Bouillard K, Jubeau M, Nordez A, Hug F. Effect of vastus lateralis fatigue on load sharing between quadriceps femoris muscles during isometric knee extensions. *Journal of neurophysiology*. 2014;111(4):768-76.
19. Verges S, Maffiuletti NA, Kerherve H, Decorte N, Wuyam B, Millet GY. Comparison of electrical and magnetic stimulations to assess quadriceps muscle function. *Journal of applied physiology*. 2009;106(2):701-10.
20. Gorgey AS, Black CD, Elder CP, Dudley GA. Effects of electrical stimulation parameters on fatigue in skeletal muscle. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2009;39(9):684-92.

AGRADECIMIENTOS

A mis amigos que se prestaron a hacer el estudio.

Al *Lic. Ronzio Oscar*, por su cooperación como tutor de metodológico.

A la *Lic. Romelí Dandres*, por su cooperación como tutora de contenido.