

**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE POSTGRADO**



**“Influencia de la Velocidad de Contracción Muscular sobre
la Estrategia de Reclutamiento de Unidades Motoras
durante Contracciones Isométricas Submáximas de Fuerza
Variable, en el Bíceps Braquial Humano”**

ALEJANDRA PATRICIA BUDINICH ALMARZA

**TESIS PARA OPTAR AL GRADO DE MAGISTER EN CIENCIAS BIOLÓGICAS
MENCION FISIOLÓGIA**

**Director de Tesis: Prof. Msc. Klgo. Rony Silvestre
Patrocinante de Tesis: Prof. Dr. Héctor Contreras**

2011

**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE POSTGRADO**

INFORME DE APROBACION TESIS DE MAGISTER

Se informa a la Comisión de Grados Académicos de la Facultad de Medicina, que la Tesis de Magister presentada por la candidata

ALEJANDRA PATRICIA BUDINICH ALMARZA

ha sido aprobada por la Comisión Informante de Tesis como requisito para optar al Grado de **Magister en Ciencias Biológicas** con **mención en Fisiología** en Examen de Defensa de Tesis rendido el día 27 de Julio de 2011.

Prof. Msc. Klgo. Rony Silvestre
Director de Tesis

Prof. Dr. Héctor Contreras
Patrocinante de Tesis

COMISION INFORMANTE DE TESIS

PROF. DR. RODOLFO MIRALLES

PROF. DR MARIO CAMPERO

PROF. DR. RICARDO BULL
Presidente Comisión de Examen

“Influencia de la Velocidad de Contracción Muscular sobre la Estrategia de Reclutamiento de Unidades Motoras durante Contracciones Isométricas Submáximas de Fuerza Variable, en el Bíceps Braquial Humano”

Dedico esta tesis a Joaquín, motor de mi vida, a mis padres y hermanos por creer en mi incondicionalmente, y a Dios, por guiar mi vida.....

Agradezco a Rony Silvestre, Director de esta tesis por su comprensión y apoyo; al equipo humano del Centro de estudios del Movimiento de la Universidad Mayor; a Héctor Contreras por su orientación; a mi familia y amigos por ser siempre fuente de inspiración.

INDICE

Índice.....	5
Resumen.....	6
Abstract.....	8
Abreviaciones.....	10
I. Introducción.....	11
II. Objetivos.....	34
III. Hipótesis.....	35
IV. Materiales y Métodos.....	36
V. Resultados.....	50
VI. Discusión.....	64
VII. Conclusión.....	74
VIII. Referencias.....	75
IX. Anexos.....	84

RESUMEN

El Sistema Nervioso Central (SNC) es el encargado de controlar la generación de fuerza y movimiento humano. Esto es realizado mediante la regulación de los parámetros de Reclutamiento y Frecuencia de Disparo de Unidades Motoras (UMs). En cuanto a la Velocidad de Contracción, la literatura revisada demuestra, que esta variable influye en las estrategias de reclutamiento y frecuencia de disparo de las UM. Sin embargo, esta información es escasa, obsoleta, y las técnicas de análisis utilizadas son de menor precisión, con resultados contradictorios, según el tipo de músculo evaluado. Por lo tanto, hemos diseñado un estudio que permita profundizar y actualizar el conocimiento de la estrategia de control motor utilizada por el SNC durante contracciones isométricas submaximas de fuerza variable, ejecutadas a distintas velocidades, debido a su relevancia en clínica e investigación. Para esto se reclutaron 20 sujetos sanos. Se registró la actividad electromiográfica intramuscular del músculo Bíceps Braquial Humano, durante contracciones isométricas de fuerza variable, ejecutadas a velocidad lenta (1.6%CVM/s), intermedia (3.3% CVM/s) y rápida (6.6%CMV/s). Mediante el análisis de Descomposición y el Editor Interactivo Emglab, se determinaron las variables: Umbral de Reclutamiento, Frecuencia de Disparo Inicial, Promedio, Instantáneas, e Intervalo de disparo de las Unidades Motoras. Para el análisis estadístico se utilizó la Prueba de Shapiro Wilk, que determina la distribución de las variables. Mediana y Rango intercuartil fueron utilizados como estadísticos descriptivos. Para el análisis de comparación se

aplicó la Prueba de Análisis de Varianza por rangos a una vía para las variables, Umbral de Reclutamiento, Frecuencia de Disparo Inicial y Promedio. Para comparar el Intervalo de Disparo y la Frecuencia de Disparo instantánea en las distintas velocidades, se empleó el Análisis de Modelos Generalizados de efectos Mixtos. Finalmente se realizó la correlación de Spearman grupal entre las Variables Frecuencia de Disparo Promedio versus Umbral de reclutamiento; y entre Frecuencia de Disparo Inicial versus Umbral de Reclutamiento. El nivel de significancia utilizado fue un valor p menor a 0.05. Los resultados obtenidos, evidenciaron que no existe diferencia estadísticamente significativa en el análisis grupal entre las tres velocidades para las variables Umbral de Reclutamiento, Frecuencia de Disparo Inicial y Promedio. Si se observaron diferencias significativas en el análisis grupal para la variable Intervalo de Disparo y Frecuencia de Disparo Instantánea. En cuanto a las correlaciones, estas no reflejaron asociación significativa. En conclusión, la velocidad de contracción no modificó el comportamiento de las variables Umbral de Reclutamiento, Frecuencia de Disparo Inicial y Promedio durante contracciones isométricas de fuerza variable submáximas, sin embargo si fue posible evidenciar un comportamiento distinto en las variables Intervalo de Disparo y Frecuencias de Disparo Instantáneas. También se concluye que en la población estudiada, ninguna de las velocidades analizadas evidenció el fenómeno de onion skin durante contracciones isométricas submáximas de fuerza variable.

ABSTRACT

Central Nervous System (CNS) is responsible for controlling the generation of strength and human movement. This is done by regulating the parameters of recruitment and firing frequency of motor units (MUs). As the speed of contraction, the reviewed literature shows that this variable influences the strategies of recruitment and firing frequency of MUs. However, this information is scarce, obsolete, and analysis techniques used are less accurate, with controversial results, depending on the type of muscle evaluated. Therefore, we designed a study to deepen and update knowledge of motor control strategy used by the CNS during submaximal isometric contractions of varying strength, at different speeds. due to its relevance in clinical practice and research. For this, we recruited 20 healthy subjects. Recorded intramuscular EMG activity of Human Brachial Biceps muscle during submaximal isometric contractions of varying force, executed a slow (1.6% MVC / s), intermediate (3.3% CVM / s) and fast (6.6% CMV / s) contractions. Through the analysis of decomposition and Interactive Editor Emglab were determined variables: Recruitment threshold, Initial , Average and Instantaneous Firing Frequency, and Firing Interval of motor units. For statistical analysis, we used the Shapiro Wilk test, which determines the distribution of the sample. Median and interquartile range were used as descriptive statistics. For comparison analysis, was applied ANOVA test by ranks to a pathway for variables, recruitment threshold, initial and average firing frequency. To compare the interval firing and instantaneous firing frequency at different speeds, we

used the Generalized Model Analysis Mixed-effects. Finally we performed Spearman correlation between the group variables Average Frequency versus Recruitment Threshold, and between Initial Firing Frequency versus Recruitment Threshold. The significance level used was a p value less than 0.05. The results obtained showed that no statistically significant difference in the groupal analysis of the three speeds for the Recruitment threshold, Initial Firing Rate and Average variables. Significant differences in the groupal analysis were observed for the variable firing interval and instantaneous firing frequency. With regard to correlations, they do not reflect significant association. In conclusion, the speed of contraction did not change the behavior of the Recruitment threshold, Initial Firing Rate, Average Firing Rate variables, during submaximal isometric contractions of varying force, however it was possible to show a different behavior in the variables firing interval and instantaneous firing frequency. It is also concluded that none of the tested speeds was evident the phenomenon of onion skin during submaximal isometric contractions of varying strength.

ABREVIACIONES

- SNC: Sistema Nervioso Central
- UM: Unidad Motora
- UMs: Unidades motoras
- FD: Frecuencia de Disparo
- Um: Umbral de Reclutamiento
- EMG: Electromiografía
- MPF: Espectro de frecuencia media
- CVM: Contracción Voluntaria Máxima
- Kg: Kilogramos
- Seg: Segundos
- CEMH: Centro de Estudios del Movimiento Humano
- CVM/s: Contracción Voluntaria Máxima/ segundo
- FDinicial: Frecuencia de Disparo Inicial
- FDprom: Frecuencia de Disparo Promedio
- FDinst: Frecuencia de Disparo Instantánea
- ID: Intervalo de disparo

I. INTRODUCCIÓN

FISIOLOGÍA BÁSICA DEL CONTROL MOTOR

El *Control Motor* es el campo de la Ciencia que estudia de qué manera el Sistema Nervioso Central (SNC) coordina los movimientos en su interacción con el resto del cuerpo y su ambiente.³⁶

La posibilidad de ejecutar movimientos corporales tales como: locomoción, postura erguida y la realización de gestos motores con precisión y potencia, está dado principalmente por la capacidad de nuestro sistema de control motor de regularse a las distintas demandas internas y externas a las cuales está expuesto.³⁶

Schwartz y col. en 1988,⁴⁴ demostraron que la población neuronal del Sistema Nervioso Central es capaz de generar vectores a nivel tridimensional, cuya dirección es similar a la dirección del movimiento ejecutado, lo cual indica que la población de vectores provee información única concerniente a la dirección del movimiento. Esto permitió comprender que el Sistema Nervioso Central no entiende de músculos sino de Movimientos.^{21, 29, 44}

El Sistema Nervioso Central (SNC) regula las demandas internas y externas del movimiento humano a través de una organización de tipo jerárquica. (Figura 1) La iniciación de los procesos de programación motora son ejecutados a nivel de

la Corteza Premotora, Área Motora Suplementaria, y otras áreas asociadas de la corteza (prefrontal y parietal posterior). Las señales provenientes de estas áreas, sumadas a las aferencias del cerebelo y de los ganglios de la base, convergen en la corteza motora primaria, excitando y/o inhibiendo neuronas de esta corteza. Las eferencias de la corteza motora primaria, regulan las interneuronas y motoneuronas del tronco encefálico y de la médula espinal, a través del Tracto Córtilcoespinal, el cual provee un control cortical directo sobre la actividad muscular y la generación de fuerza a través de la alfa (α) motoneurona.^{14, 36} La α -motoneurona es el punto final de la sumatoria de todas las entradas descendentes y reflejas. La corriente eléctrica inducida en la membrana de la α -motoneurona por varios sitios de invasión sináptica, determina el patrón de descarga o disparo de la unidad motora y así de la actividad de las *Unidades Motoras (UMs)*.

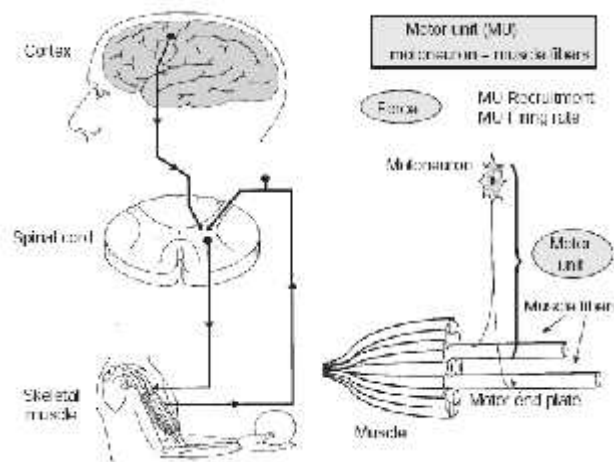


Figura 1. Representación esquemática del mecanismo básico del control motor de la unidad motora y sus componentes.³⁶

Unidad Motora

La *Unidad Motora (UM)* se compone de una α -motoneurona de la médula espinal y de las fibras musculares que ella inerva (Figura 1). El número de UMs de un músculo humano puede ser de 100 en músculos de la mano y de 1000 o más en músculos de extremidades. También se ha demostrado que las UMs varían en la capacidad de generar fuerza, llegando a producir niveles de contracción de 100 veces o más.^{36, 14}

Tipos de Unidades Motoras

Las UMs pueden ser clasificadas según sus propiedades fisiológicas (características de descarga, velocidad de contracción, magnitud de fuerza, resistencia a la fatiga), según sus propiedades morfológicas (con características similares a las fibras musculares que inervan) y según sus propiedades eléctricas.³⁶ En la Tabla 1 se resumen los tipos de UMs y sus Propiedades Fisiológicas.

El tipo de contracción muscular generada puede ser de distintos tipos: concéntrica (generación de fuerza con reducción de la longitud de la fibra muscular); isométrica (con longitud constante de la fibra muscular); y excéntrica (generación de fuerza durante un alargamiento de la fibra muscular).

Dependiendo de la función muscular, el porcentaje de fibras también puede

ser distinto. ³⁶ En los músculos antigravitatorio (por ejemplo músculo sóleo), tienden a predominar fibras tipo I, mientras que en músculos adecuados para contracciones rápidas tienen proporciones similares de ambos tipos de fibras, como es caso del músculo Bíceps Braquial, principal supinador del antebrazo, compuesto por fibras tipo I (38-42%) y fibras tipo II (IIa 18-34% y IIx 27-43%). ¹⁴

Tabla 1. Resumen Tipos de UM y sus Propiedades Fisiológicas. ³⁶

Tipo de UM	Propiedades metabólicas e histoquímicas	Propiedades Mecánicas	Propiedades Eléctricas	Otras
S o SO o Tipo I	Oxidativas, no trabajan bien en condiciones isquémicas o de bajo oxígeno	Contracción Lenta, poca fuerza, Resistente fatiga, menor diámetro de fibra y tamaño de UM	Baja velocidad de conducción nerviosa	Recluta pequeños axones a bajos niveles de fuerza
FR o FOG o Tipo IIa	Oxidativas Glicolíticas	Contracción Rápida, Resistente a la Fatiga	Velocidad de conducción nerviosa intermedia	Recluta axones intermedios a moderado nivel de fuerza
FF o FG o Tipo IIx	Glicolíticas toleran condiciones isquémicas y de bajo oxígeno	Contracción Rápida, gran fuerza, fatigable, mayor diámetro de fibra y tamaño UM	Alta velocidad de conducción nerviosa	Recluta grandes axones a altos niveles de fuerza

Reclutamiento de Unidades Motoras y Frecuencias de Disparo

El control de la actividad muscular y la regulación de la generación de fuerza, se realiza a través de dos parámetros de activación de UMs: el *Reclutamiento (Um)* y *la Modulación de la Frecuencia de Disparo (FD)*. Para incrementar la fuerza de un músculo, se ha observado que el SNC aumenta tanto el reclutamiento de UMs, como su frecuencia de disparo.^{14, 36} El número de UMs reclutadas y la frecuencia de disparo promedio de excitación, determinan la actividad eléctrica de un músculo, y la fuerza muscular, evidenciando una relación directa entre la EMG y fuerza ejercida. En la Figura 2, se representa una señal electromiográfica bruta, y su correspondiente curva de fuerza durante una contracción isométrica de fuerza variable, junto al espectro de poder de frecuencia de la señal EMG de superficie. Aquí se observa como la actividad EMG incrementa progresivamente en función de la fuerza ejercida, sugiriendo un aumento gradual del reclutamiento de UMs y modulación de la frecuencia de disparo. Así, el aumento de la amplitud EMG podría representar el reclutamiento y / o modulación de la frecuencia de disparo de UM, mientras que el aumento de la frecuencia media del espectro de poder (MPF) podría representar, al menos en parte, al reclutamiento adicional de UM superficiales de alto umbral, con grandes y afiladas espigas que afectan las bandas del espectro de poder de frecuencia de la superficie de EMG. Sin embargo es importante considerar que los cambios observados en la señal EMG también pueden ser influenciados por el

potencial de acción de la fibra muscular individual, por el grado de sincronización de la descarga de las UM, y por la fatiga.³⁶

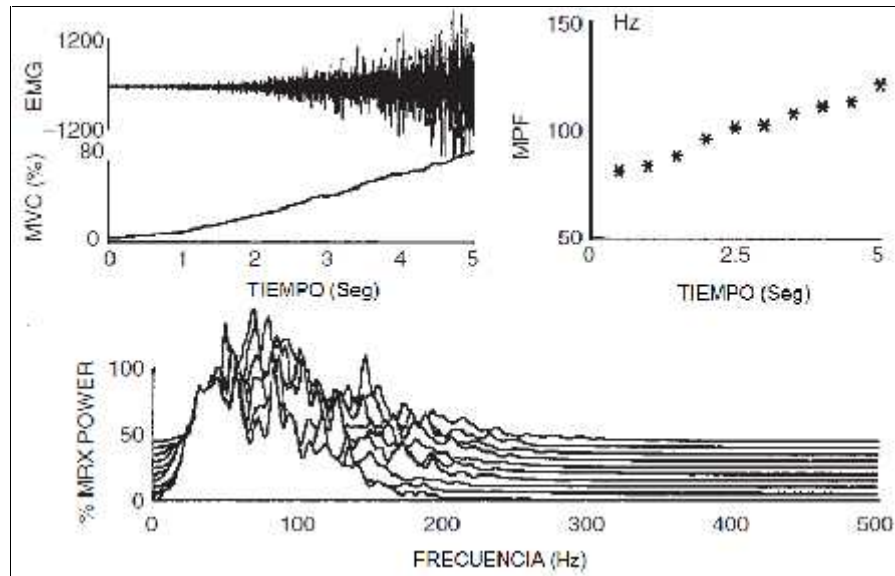


Figure 2. Representación de los cambios en la señal de EMG bruta registrada en el Músculo Bíceps Braquial y el correspondiente espectro de poder de frecuencia (%MRX Power) durante contracción muscular isométrica lineal de fuerza variable.³⁶

Reclutamiento de Unidades Motoras: (Um)

Este parámetro se define como el nivel de fuerza al cual la unidad motora es reclutada, por ejemplo al realizar una contracción lenta ascendente, es posible registrar el reclutamiento de una unidad motora a bajos niveles de fuerza y posteriormente, el reclutamiento de una nueva unidad motora a un nivel de fuerza mayor que la anterior. Estas UMs pueden clasificarse como UMs de bajo y alto umbral de reclutamiento. Cuando la misma contracción se repite varias veces, las

UMs mantienen el orden en que fueron reclutadas. Esto se conoce como Orden de Reclutamiento.¹⁰ Bajo condiciones normales, el orden de reclutamiento puede variar alrededor de un 5% en las pruebas, solo cuando las UMs presentan umbrales de reclutamiento relativamente similares.^{12, 19, 23} Sin embargo, el orden de reclutamiento de las UMs puede variar cuando el input o la entrada sináptica que recibe el sistema motor son distintos, como ocurre durante estimulaciones eléctricas sobre la piel al excitar receptores cutáneos.¹⁴ Durante el desreclutamiento, también se ha evidenciado un orden determinado de desactivación de UM, donde la última UM reclutada es la primera en desreclutarse, es decir, la fuerza de umbral de desreclutamiento es similar a la del umbral de reclutamiento. La ventaja del reclutamiento ordenado, es que cuando se ejerce una fuerza, la secuencia del reclutamiento de UM se determina por un mecanismo espinal y no es especificado por el cerebro, por lo tanto, el comando generado por el cerebro no incluye información sobre cuales UMs activa, liberando al cerebro de la necesidad de enfocarse en este nivel de detalle para la realización de un movimiento.^{26, 27, 3} Sin embargo, debido a que el orden de reclutamiento está predeterminado por mecanismos espinales, no es posible activar UM selectivamente.¹⁴

Frecuencia de Disparo (FD)

Sumado al reclutamiento de las UM, la fuerza que el músculo puede ejercer depende de la frecuencia a la cual las neuronas motoras descargan sus potenciales de acción. La FD de una UM es proporcional a la cantidad de input o entrada sináptica que recibe. Existe una relación sigmoidea entre la FD promedio y la fuerza de una UM. Los mayores cambios en la fuerza Peak, ocurren cuando la FD varía en rangos de 8 -20pps. El aumento gradual de la FD produce un incremento lineal en la fuerza muscular, con una fuerte relación entre el aumento de la frecuencia de disparo y la fuerza. Las UMs de bajo umbral presentan FD mínimas de 5-8pps y las UMs de alto umbral presentan mayores FD 10 a 15pps.^{24, 37} Las frecuencias de disparo máximas tienen mayores rangos y depende de la tarea realizada, estas van de 20 a 60pps durante aumentos graduales de fuerza y pueden alcanzar 100pps durante contracciones rápidas y cortas. Las FD máximas también difieren entre los músculos, siendo por ejemplo, menores a los 11pps en el músculo Sóleo.¹⁴

La tasa a la cual la UM descarga los potenciales de acción nunca es tan regular como se sugiere, esta varía a lo largo del pool de UMs. Además el tiempo entre potenciales de acción consecutivos, conocidos como intervalos interespiga o de disparo, varía dependiendo de la frecuencia de descarga promedio. Estos intervalos interespiga corresponden a las bajas frecuencias de disparo. La cantidad de variabilidad de los intervalos interespiga, influyen en la estabilidad de la fuerza ejercida, especialmente durante contracciones de baja fuerza. ¹

Adicionalmente, la ocurrencia de un intervalo interespiga corto (10ms) al inicio de la contracción, puede producir un incremento sustancial en la fuerza. Tales intervalos son a menudo referidos como una descarga doble o doblete y se ha observado en algunas tareas realizadas por humanos.

También se han evidenciado dentro de un mismo músculo, diferencias en las frecuencias de disparo de las UMs, como es el caso del músculo Trapecio, donde demostraron la presencia de no-uniformidad en el disparo de UM entre las porciones craneal y caudal del músculo trapecio superior.¹⁶ Las UMs de la mayor parte de la porción caudal mostraban frecuencias de disparo iniciales mayores y una disminución mayor de la frecuencia de disparo durante una contracción breve. Sin embargo, observaron que la frecuencia de descarga de las UMs también puede mantenerse constante o aumentar durante la mantención de una contracción submáxima.¹⁶

Es importante considerar que la descarga de las UMs depende de las características de las motoneuronas inferiores las cuales son controladas por centros motores superiores. En relación a lo anterior, se han documentado cambios en el comportamiento de la descarga de las UMs en lesiones de motoneuronas superior e inferior.¹⁸

Estrategias de Control Motor

Numerosos estudios investigaron los parámetros de control de las UMs con el objetivo de entender la estrategia de control del SNC sobre la actividad muscular y la generación de fuerza.^{7, 17, 20}

Los fenómenos de control descritos en términos de regulación del reclutamiento y modulación de la frecuencia de disparo de las UMs, se conocen como el Principio del Tamaño, *Common Drive* (Manejo Simultáneo) y *Onion Skin* (Comportamiento piel de cebolla).

Principio del Tamaño

Los primeros trabajos dirigidos al estudio de las estrategias de reclutamiento de UMs, fueron realizados por Henneman y sus colaboradores en 1965, quienes plantearon el “Principio del Tamaño”, que dice que en situaciones de isometría, las neuronas con axones pequeños, de lenta conducción, que inervan fibras musculares lentas resistentes a la fatiga, son reclutadas antes que las neuronas de axones más grandes, de mayor velocidad de conducción, que inervan fibras musculares rápidas fatigables.³²

Se observó además, que el reclutamiento de nuevas unidades motoras en acciones isométricas continúa hasta el 50- 80% de la contracción voluntaria máxima (CVM) dependiendo del músculo, y posteriormente el incremento de la fuerza es realizado sólo por el aumento de la frecuencia de disparo de las UMs activas. Por lo tanto, el

patrón de reclutamiento de las UMs durante una contracción isométrica sigue el principio del tamaño, sin embargo, en el caso de contracciones concéntricas y excéntricas, aún no está claro si el patrón de activación de las UMs sigue este comportamiento. Lo que sí se sabe, es que el umbral de reclutamiento es menor en condiciones dinámicas que estáticas,³² siendo las contracciones excéntricas las que requieren menor nivel de fuerza para lograr un mayor reclutamiento, en comparación a las contracciones isométricas o concéntricas.³⁶ Linnamo y col en el 2003, estudiaron los patrones de reclutamiento de las contracciones isométricas, concéntricas y excéntricas incrementales, y observaron que el reclutamiento era diferente en las tres condiciones.³² Demostraron también que las UMs rápidas continúan activas a niveles de fuerza mayor en condiciones isométricas, y en las contracciones concéntricas y excéntricas, las UMs activas se retardan más en incrementar la frecuencia de disparo para desarrollar fuerzas mayores. En acciones dinámicas con pre-activación isométrica, el concepto de reclutamiento selectivo no fue evidente. Sin embargo, a menores niveles de fuerza, las contracciones dinámicas sin pre-activación evidenciaron mayores valores de amplitud de las espigas promedio en condiciones excéntricas que en concéntricas, lo cual puede indicar una activación selectiva de las UMs rápidas.³²

En contracciones isométricas, el reclutamiento va paralelo a un reclutamiento ordenado de UMs tipo I y II y al aumento de la velocidad de conducción. Lo que significa que cuando se reclutan UMs de bajo umbral, la generación de fuerza es

menor, pero resistente a la fatiga. Al incrementar los requerimientos de fuerza y/o velocidad de contracción, se reclutan UMs de alto umbral y fatigables.³⁶ Goldberg y Derfler en 1977, demostraron una correlación positiva entre el orden de reclutamiento, amplitud de la espiga y capacidad de tensión generada por la UM en el músculo Masetero.²²

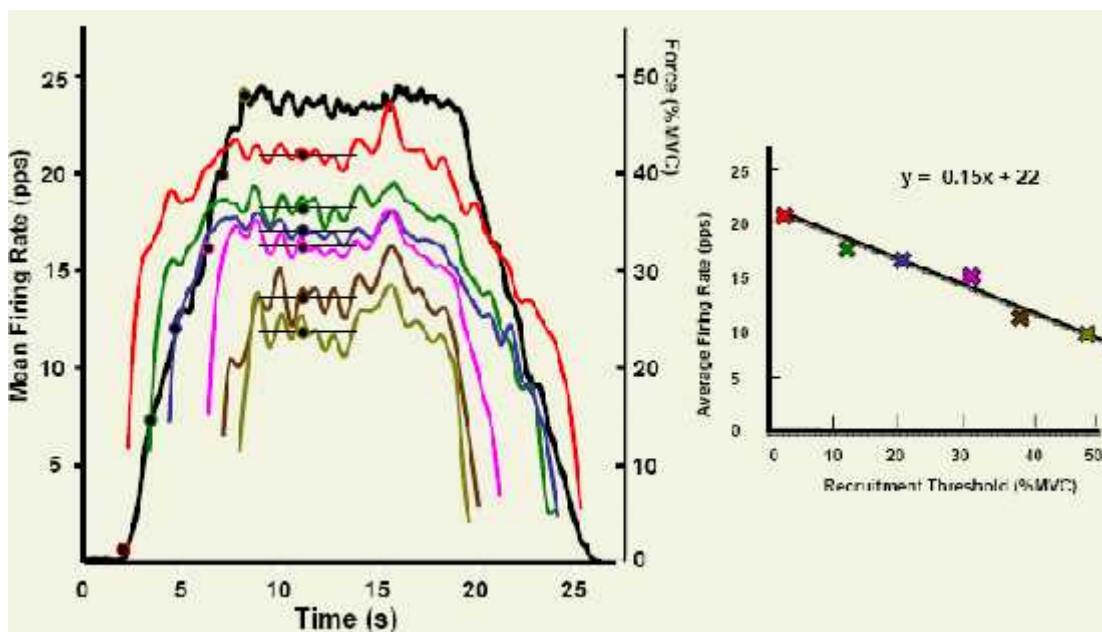
Common Drive

De Luca y col. en 1982, investigaron las fluctuaciones comunes de las frecuencias de disparo en más de 8 UM activas durante varios tipos de acciones musculares isométricas: fuerza constante, rampa de incremento de fuerza gradual, rampa de reducción de fuerza gradual. Sus resultados demostraron fuertemente la presencia de un comportamiento al unísono de las frecuencias de disparo de las UMs, en función del tiempo y de la fuerza. A esta propiedad se le denominó “*Common Drive*”. La existencia de este fenómeno implica que el sistema nervioso no controla la FD individualmente. Al contrario, modula el pool de motoneuronas en un patrón uniforme. La demanda de modulación de fuerza puede ser por la modulación de la excitación y/o inhibición del pool de motoneuronas como un todo.^{5, 7, 9} También se observó la presencia del fenómeno *common drive* en un par de músculos agonistas-antagonistas, existiendo una modulación ordenada de la frecuencia de disparo de las UM en los dos músculos; cuando la frecuencia de disparo aumenta en una, esta disminuye en la otra y *viceversa*.⁷

Onion Skin

Este concepto está basado en el principio de energía metabólica mínima,²⁵ el cual analiza el comportamiento de la frecuencia de disparo en relación al umbral de reclutamiento de las unidades motoras. Este concepto plantea que durante fuerzas superiores al 50% CVM las fibras de contracción rápida presentan frecuencias de disparo menores a aquellas fibras de contracción lenta (Figura 3), y que a cualquier nivel de contracción, las UMs de menor umbral disparan a frecuencias más altas que las UM de mayor umbral. La representación gráfica de este fenómeno refleja un comportamiento en capa de cebolla, de aquí su nombre. El *Onion Skin*, puede ser el resultado de una respuesta jerárquica de las motoneuronas alfa al *common drive* desde el pool de motoneuronas de los centros supraespinales. Este fenómeno ha sido demostrado en el Primer Interóseo Dorsal, Deltoides, Tibial anterior, abductor dedo menor y en el Braquial. Los músculos de las extremidades superiores poseen menor modulación de la frecuencia de disparo que los músculos distales, y pese a que hay estudios que aún plantean divergencia en este punto, la mayoría han sido consistentes en demostrar que las primeras unidades motoras reclutadas alcanzan las mayores frecuencias de descarga.⁴⁷ Erim, De Luca y col 1996, estudiaron el comportamiento de la frecuencia de descarga de las UMs en el músculo tibial anterior durante una contracción isométrica con incremento lineal de la fuerza hasta 100% CMV. Observaron en todo momento la presencia de sumación de las frecuencias de disparo en un patrón jerárquico en relación a sus umbrales de reclutamiento, donde las UMs de mayor umbral presentaban frecuencias de disparo

menores y viceversa. Este comportamiento permitiría minimizar la fatiga en las UMs de alto umbral. Otro hallazgo fue una correlación positiva entre la frecuencia de disparo inicial de las UMs y su umbral de reclutamiento. Es importante destacar que en este estudio se observó que las UMs de mayor umbral comienzan a disparar a frecuencias de disparo mayores en comparación a las UMs de menor umbral en cualquier momento de la contracción, siendo las frecuencias de disparo menores a las frecuencias de disparo de las UM de menor umbral en todo instante. Por lo tanto, esta correlación positiva no contradice el concepto de *Onion skin*.¹⁵



Fig

ura 3: Onion Skin, relación inversa entre umbral de reclutamiento y frecuencia de disparo.⁵

La literatura plantea que los parámetros Umbral de reclutamiento y Frecuencia de Disparo pueden modificar su comportamiento según: tipo de músculo,

tipo de contracción, posición de la extremidad y también de la velocidad de contracción muscular realizada.^{32, 43}

Velocidad de Contracción Muscular v/s Reclutamiento y Frecuencia de Disparo de Unidades Motoras

El reclutamiento y la frecuencia de disparo de las UMs dependen primariamente del nivel de fuerza, pero también de la velocidad de contracción. Tal como se planteó anteriormente, al reclutar UMs de bajo umbral, se produce una contracción muscular de bajo nivel de fuerza, resistente a la fatiga. Sin embargo, al requerir mayores niveles de fuerza y/o mayor velocidad son reclutadas las UMs de alto umbral y fatigables. La literatura revisada, que analiza el comportamiento de las UMs en términos de umbral de reclutamiento y frecuencia de disparo según la velocidad de contracción es escasa y obsoleta. Uno de los trabajos que aporta mayor información al respecto es el de los autores Desmedt y Godaux en 1977 y 1978, quienes compararon el patrón de descarga de las UMs en contracciones lentas (alcanzando el peak de fuerza en 10 segundos) y contracciones balísticas cortas, a través de análisis electromiográfico invasivo (agujas), mediante un osciloscopio, y almacenado en sistema de cámaras, sin especificar el tipo de análisis posterior.^{11,12} En este trabajo se observó que el umbral de reclutamiento en contracciones balísticas era considerablemente menor en comparación a las contracciones de rampa lenta, para los músculos Sóleo, Primer Interóseo y Tibial Anterior, siendo

menor la reducción del umbral de reclutamiento para el músculo Masetero. Además evidenciaron que tanto las contracciones lentas como las contracciones balísticas cortas, siguen el Principio del Tamaño, reclutando inicialmente las UM de contracción lenta, que producen menor fuerza. Estas mantienen el Orden de reclutamiento, presentándose solo un 5% de variación del orden a mayores velocidades, sin embargo esto se evidenció en UM de umbrales de reclutamiento similares.¹² En cuanto a la frecuencia de disparo instantánea en el músculo Tibial Anterior, durante rampas de contracción lenta (10 segundos en alcanzar 12 Kg), las UMs presentaron una baja frecuencia inicialmente (5-15/seg.), las cuales incrementaban al aumentar la fuerza. En contraste, en contracciones balísticas fuertes, las mismas UMs presentaban frecuencia de disparo instantánea altas (60-120/seg.) al inicio, y una disminución de las mismas posteriormente.¹¹

Además, durante contracciones rápidas las FD Peaks son mayores a esas registradas durante contracciones lentas, lo cual podría explicarse por la presencia de mecanismos que contengan o modulen las FD que se generan durante incrementos de fuerza muscular gradual. Cuando se realizan contracciones voluntarias cortas lo más rápido posible, las UMs involucradas descargarán pocos potenciales de acción, y esto puede ocurrir antes de que la fuerza muscular haya incrementado significativamente. En contraste, en contracciones lentas las UMs descargan potenciales de acción durante la mayor parte del tiempo de duración de esta. Consecuentemente, los menores peaks de frecuencia de disparo durante contracciones lentas son debido a constricciones impuestas por feedback

inhibitorios.¹⁴ Además, la disminución del umbral de reclutamiento en contracciones rápidas ejecutadas a niveles de fuerza mayor, es debido a que el incremento de la fuerza a niveles de contracción mayor, dependería de la frecuencia de disparo.³⁶

La mayoría de las contracciones realizadas en la vida diaria involucran constantes reclutamientos de UMs y variaciones en las FD. Esta interacción es posible observarla en contracciones isométricas ejecutadas con ascenso y descenso gradual de la fuerza. Cuando la fuerza alcanza un valor *peak* de 35% CVM, se observa que la FD alcanzada es mayor en UMs reclutadas tempranamente.⁹ El límite de fuerza superior en el reclutamiento de nuevas UMs varía según el músculo, hasta el 65% en músculos de la mano, a un 85% en músculos de extremidades y tronco, por lo tanto a mayores porcentajes de contracción voluntaria, el incremento solo se produce por aumentos en la FD. Para contracciones rápidas y cortas, las UMs involucradas son reclutadas al inicio de la tarea y la FD es relativamente constante para los pocos potenciales de acción descargados. Sobre esta base, la literatura plantea que la velocidad de contracción es controlada en gran parte por la variación de la FD, mientras que la fuerza producida durante una contracción está más relacionada al reclutamiento de UMs.¹⁴

Westgaard y De Luca en el 2001 observaron el fenómeno de *onion skin* en el músculo Trapecio durante contracciones rápidas de fuerza variable.⁴⁷ Sin embargo, este esquema de control motor, fue cualitativamente diferente durante contracciones lentas, en las cuales se observó una escasa evidencia de modulación de la frecuencia, donde las UMS reclutadas más tarde tuvieron frecuencias de disparo

mayores que las reclutadas tempranamente durante rampas de contracción lenta de 0,05% EMG máx/s (alcanzando el 10% en 3 min.). Al contrario, las UMs del Primer Interóseo Dorsal durante la misma rampa lenta de contracción mostraron una débil, pero clara modulación de la frecuencia de disparo y de la mantención del patrón de control *onion skin*. En aquellas rampas de contracción de 1% EMG máx/s, hubo un entrecruzamiento de las frecuencias de disparo de las unidades motoras reclutadas tempranamente para el músculo trapecio, sin embargo las UM reclutadas tardíamente tendieron a seguir el patrón de control *onion skin*. Por otro lado, las UMs del músculo Primer Interóseo Dorsal siguieron el patrón de control *onion skin*. A tasas de incremento de la fuerza moderadamente alta de 3% EMG máx/s, las UMs de ambos músculos respondieron con incrementos de las frecuencias de disparo acorde al patrón de *onion skin*. El comportamiento de las UMs del músculo Trapecio en contracciones de incrementos lentos de fuerza, puede ser entendido en términos de la depresión observada en las frecuencias de disparo de UMs activas, cuando las nuevas UM motoras son reclutadas. Se presenta un feedback negativo que suprime el efecto de incremento del manejo excitatorio.⁴⁷ Fenómeno similar reportaron Broman y col. 1985 en el músculo Tibial anterior, cuyas frecuencias de disparo presentan una débil sensibilidad a la fuerza, sin embargo su depresión fue de menor duración que la observada en el músculo trapecio.⁴

Descomposición de la Señal Electromiográfica Intramuscular.

La señal electromiográfica (EMG) registrada por electrodos de aguja y/o *fine wire* (electrodos de cable) está compuesta por los trenes de potenciales de acción de las UMs cercanas al electrodo. El impulso eléctrico propagado a lo largo del axón de la motoneurona, llega a su terminal sináptico estimulando la emisión de acetilcolina en el espacio entre el terminal nervioso y la membrana de la fibra muscular (sarcolema), la cual se une a los receptores postsinápticos, resultando en la apertura de canales de Na^+ - K^+ y en la entrada de Na^+ y salida de K^+ de la fibra muscular. El movimiento de Na^+ y K^+ a través del sarcolema provoca una despolarización, y el desarrollo del potencial de placa motora (potencial sináptico) que gatilla la generación del potencial de acción sarcolemal. El proceso que involucra la conversión de un potencial de acción axonal en un potencial de acción sarcolemal, es conocido como propagación neuromuscular. La densidad de corriente de ingreso (zona despolarización) corresponde al cambio de potencial. La zona de despolarización se propaga a lo largo de la fibra muscular desde la unión neuromuscular a las terminaciones tendíneas. La propagación intracelular del potencial de acción causa una corriente iónica transmembrana que también se propaga a lo largo del sarcolema.¹⁴ La fuente de la señal electromiográfica está ubicado en las zonas despolarizadas de la fibra muscular. Esta fuente está separada de los electrodos que registran la actividad electromiográfica por tejido biológicos, los cuales actúan como filtros espaciales pasa-bajos de la distribución del potencial. En

el caso de los registros intramusculares, el efecto de los tejidos tisulares entre el electrodo y la fibra muscular es relativamente pequeño, debido a la cercanía del electrodo a la fuente de la señal.³⁶

Esta señal provee información acerca del comportamiento de la descarga de las UMs y de su organización. Cuando solo dos o tres UMs están activas en la vecindad del electrodo, es posible identificar visualmente la mayoría de los potenciales de acción individuales, debido a la baja incidencia de superposición de los potenciales de acción de las UMs. Sin embargo, cuando la señal electromiográfica contiene la actividad de cuatro o más UMs, los potenciales de acción individuales se convierten indistinguibles, debido a la incidencia de superposición entre los potenciales de acción de las UMs y por la similitud que adoptan los potenciales de acción.⁶ Para resolver esta señal, y detectar todas las UMs activas en ellas y cada una de sus descargas es necesario utilizar el proceso conocido como Descomposición. Antes del advenimiento de los computadores, la señal EMG simple era descompuesta manualmente, mediante la identificación de la forma de los potenciales de acción de las UMs en huellas fotografiadas de alta velocidad de barrido.¹³ Los métodos computacionales actuales se han desarrollado para mecanizar varios aspectos de este proceso, sin embargo, aún es necesario un grado de supervisión humana para descomponer completamente la señal y para lograr una mayor confiabilidad.^{31, 34, 35,48}

La descomposición completa de la señal electromiográfica es de gran importancia para el estudio del comportamiento del disparo de UMs, ya que permite

obtener un patrón de disparo completo de múltiples UMs activas simultáneamente. Esta información es esencial en estudios de coordinación, sincronización de UMS, y también en estudios de arquitectura muscular, ya que es posible localizar la placa motora y la unión músculo/tendón, mediante las latencias de inicio y termino de la onda del potencial de acción de la UM.³⁵

La técnica de descomposición consiste en la identificación de los trenes de potenciales de acción de la señal EMG y la asignación de estos a las UMs clasificadas según la forma y amplitud de los potenciales de acción. La asignación de los potenciales de acción es realizada sobre la base de la igualación de Templates o prototipos de UMs y del seguimiento de la probabilidad de disparo de las UM individuales. Ligeras modificaciones en la forma de los potenciales de acción se pueden suscitar mediante la adaptación de los templates a estas modificaciones. Además esta técnica es capaz de resolver las superposiciones de los potenciales de acción. Las técnicas de Inteligencia Artificial son utilizadas para llevar a cabo todas estas tareas. Sus algoritmos son capaces de descomponer no más de ocho potenciales de acción de UM en la señal EMG con una precisión no mayor a 60-70% de modo automático, requiriendo 12 minutos para procesar 1 segundo de resolución.⁶ Para obtener una descomposición con una precisión cercana al 100%, es necesario utilizar un Programa Editor Interactivo el cual permite identificar y corregir potenciales de acción erróneamente asignados.³⁹ La precisión para descomponer una cantidad de trenes de UM se define como:

$$A(i) = \frac{N_{FIR}(i) - N_{FN}(i) - N_{FP}(i)}{N_{FIR}(i)} \times 100\%$$

Donde $N_{FIR} (i)$ es el número de disparos reales de la UM y $N_{FN} (i)$ y $N_{FP} (i)$ son respectivamente los número de falsos negativos y el número de falsos positivos producidos por el algoritmo de descomposición de la UM. El término “disparo real” se refiere a los disparos obtenidos por un operador experto usando el Editor Interactivo que descompone los datos automáticamente. Posteriormente, la precisión de la descomposición general con N descomponibles trenes de UM, se obtiene por la siguiente ecuación:

$$A = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N A(i)$$

La razón detrás de este promedio no ponderado es que la precisión en la descomposición de cualquier tren de UM es de la misma importancia como la de cualquier otro tren de UM, independientemente de su duración, del número de disparos, etc.⁶

Actualmente, trabajos demuestran descomposiciones automáticas de señales electromiográficas utilizando nuevos algoritmos, los cuales adquieren la señal a través de electrodos de superficie no invasivos directamente desde la superficie de la piel, logrando exitosas descomposiciones tanto en contracciones de bajos porcentajes de contracción como en contracciones de altos niveles de Contracción Voluntaria Máxima (100%), sin embargo aún no ha sido masificada.³⁸

Finalmente, en la introducción describimos los parámetros controlados por el SNC para la regulación de fuerza y movimiento, y también los distintos fenómenos que intentan esclarecer las estrategias de control motor del SNC. En cuanto a la Velocidad de Contracción, la literatura revisada demuestra, que esta influye en las estrategias de reclutamiento y frecuencia de disparo de las UMs. Sin embargo, esta es escasa, obsoleta, y utiliza técnicas de análisis de menor precisión, aplicadas en músculos de distintos tamaños y funciones, concluyendo en diversas estrategias de control, siendo los resultados no extrapolables a otros músculos. Por lo tanto, hemos diseñado un estudio que analice el comportamiento de las variables umbral de reclutamiento y frecuencia de disparo de las UMs, durante contracciones isométricas submáximas de fuerza variable, ejecutadas a tres velocidades distintas (lenta, intermedia y rápida). Se registró la señal electromiográfica del músculo Bíceps Braquial Humano mediante electrodos tipo Fine Wire, mínimamente invasivos, y se utilizó la técnica de Descomposición de Señal Electromiográfica y el Editor Interactivo EMGLAB ejecutable en MATLAB. La relevancia de este estudio es su aplicación clínica, al considerar las diferencias encontradas en el comportamiento de las frecuencias de disparo de las UMs en sujetos con lesiones de motoneurona superior e inferior. Además, aporta información sobre la estrategia y de los procesos fisiológicos a nivel del SNC en el músculo Bíceps Braquial Humano, el cual es un músculo de fácil acceso, de gran interés para la investigación ergonómica y entrenamiento muscular.

II. OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL:

-) Estudiar el reclutamiento de UMs a distintas Velocidades de Contracción Isométrica submáxima de Fuerza Variable en el músculo Bíceps Braquial Humano.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

-) Evaluar, Comparar y Analizar el reclutamiento de las UMs en relación a sus umbrales de reclutamiento y frecuencia de disparo inicial, promedio e instantáneas, intervalo de disparo de las UMs, durante velocidades de contracción muscular isométrica submáxima de fuerza variable lenta, intermedia y rápida en el músculo Bíceps Braquial Humano.
-) Determinar la correlación grupal entre frecuencia de disparo promedio versus umbral de reclutamiento; y frecuencia de disparo inicial versus umbral de reclutamiento entre las velocidades de contracción muscular isométrica submáxima de fuerza variable lenta, intermedia y rápida, en el músculo Bíceps Braquial Humano.

III. HIPOTESIS

) *"El reclutamiento de las unidades motoras en términos de umbral de reclutamiento, frecuencias de disparo inicial, promedio, instantánea, intervalo de disparo, difieren según la velocidad de contracción isométrica submáxima de fuerza variable realizada, ya sea lenta, intermedia y/o rápida"*

IV. MATERIALES Y METODOS

Diseño de Estudio

Esta Investigación es un estudio de tipo Observacional, Analítico, Correlacional y de Corte Transversal.²⁸

Las variables consideradas para el análisis son: Umbral de Reclutamiento, Frecuencia de Disparo Inicial, Frecuencia de Disparo Promedio, Frecuencia de Disparo Instantánea e Intervalo de Disparo.

MUESTRA Y RECOPIACIÓN DE DATOS

La recopilación de la muestra fue realizada entre los meses de Abril y Agosto 2010, una vez aprobado por el comité revisor y por el Comité de Ética de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile según el Acta de Aprobación N° 005-2010.

Se reclutó una muestra de 20 varones voluntarios, alumnos de la Universidad Mayor los cuales debían cumplir con los siguientes criterios de inclusión y exclusión:

- Criterios de Inclusión: Hombres, voluntarios sanos entre 18 y 35 años de edad; Consentimiento Informado autorizado (Anexo 1); Sin antecedentes de afecciones musculoesqueléticas ni tendíneas en extremidad superior dominante.
- Criterios de Exclusión: Antecedentes de patologías musculoesqueléticas y/o tendíneas; sujetos entrenados (entrenamiento con extremidad superior 3 o

más días a la semana), dificultad en la realización de la prueba e ingerir fármacos que influyeran en la actividad electromiográfica registrada (relajantes musculares y anticolinérgicos).

El tamaño muestral establecido, obedece principalmente a criterios de factibilidad, descrito como Muestreo tipo Conveniencia, por el costo del material utilizado y la complejidad del sistema de análisis de la señal. Además, para el análisis final se consideró una población total en términos de UMs. Se escogieron 6 UMs por voluntario, alcanzando una muestra total de 120 UM. El financiamiento de esta investigación estuvo a cargo de la tesista Alejandra Budinich Almarza, supervisado en conjunto con Msc. Rony Silvestre, Director del Centro de Estudios del Movimiento Humano (CEMH) de la Universidad Mayor, quien facilitó la infraestructura para la realización del estudio (equipo humano, electromiógrafo y software de análisis).

De los 20 voluntarios reclutados, 3 sujetos superaron el tiempo límite del procedimiento, y otros 3 sujetos presentaron señales electromiográficas de mala calidad, con abundante ruido basal en todos los intentos, por lo cual los datos de estos voluntarios debieron ser excluidos del estudio. Por consiguiente, la muestra final utilizada para el análisis estadístico fue de 14 sujetos (13 diestros y 1 ambidiestro), con una población total de 64 UMs. La descripción de la muestra final se resume en la Tabla 2. El rango de edad de la muestra final fue de 19 y 34 años, con estado nutricional adecuado.

Tabla 2. Descripción de la Muestra Final.

<i>N=14</i>	<i>Promedio</i>	<i>DE</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>
Edad	23.43	4.09	19	34
Peso (Kg)	74.86	11.07	55	95
Talla	1.77	0.08	1.62	1.90
IMC (Kg/m²)	23.73	2.33	19.49	27.76

MATERIALES Y PROCEDIMIENTO

Los datos de la muestra fueron almacenados en una planilla de registro.

Los materiales utilizados para la adquisición de la señal electromiográfica fueron: Interfase de amplificación Custom Device con filtro pasa alto de corte 20 Hz; Ganancia de 800x; Conversor análogo/digital Marca National Instrument Modelo NI USB 6229 de 12 bit y 32 canales; Electrodo tipo Fine Wire 27 gauge de espesor (30 mm) monopolar marca Chalgren de Motion Lab Systems; Software de adquisición Igor Pro Versión 5.0.4.8 WaveMetrics, Oregon U.S. La señal electromiográfica fue muestreada a 10 Khz. Se almacenaron los datos en un formato exportable para su posterior análisis. El procesamiento de la señal electromiográfica se realizó en MATLAB 7.4.0.2.8.7 (R 2007) Marca The Mathworks procedente de U.S. y se utilizó El Editor interactivo EMGLAB ejecutable en MATLAB.³⁵

Por último, para el registro de la fuerza se utilizó un dinamómetro digital (0-2000 Newton) el cual fue sincronizado con la señal electromiográfica adquirida. La adquisición de ambas señales fue simultánea.

Procedimiento de Toma de Mediciones:

Posición del Sujeto: el sujeto fue ubicado en una silla, con tronco apoyado en el respaldo. El hombro se ubicó en posición neutra, codo en 90°, con el antebrazo en posición supina, apoyado en un sistema especialmente diseñado para la prueba, en el cual, el dinamómetro digital fue anclado perpendicularmente a la muñeca del sujeto, a través de una muñequera.

El voluntario fue previamente instruido en la correcta ejecución de la prueba, mediante un sistema de feedback visual, entregado por la señal de Fuerza adquirida del dinamómetro. Se determinó la contracción voluntaria máxima isométrica (CVM) del músculo Bíceps Braquial, durante 4 flexiones máximas del antebrazo por 3 seg. de mantención, con tiempos de descanso de 2 minutos entre cada una. Se consideró el promedio de los Peaks de las 4 repeticiones máximas ejecutadas como CVM, y posteriormente, se determinó el 20% de la contracción voluntaria máxima (20%CVM) de cada voluntario para emplear la plataforma o *feedback* visual para la ejecución de la prueba. Los datos registrados se resumen en la Tabla 3.

Tabla 3. Valores de Fuerza Peak y 20% CVM de la muestra

	Promedio	DE	Mínimo	Máximo
Promedio Peak (N)	314.63	79.07	210.70	468.49
20% Peak (N)	62.93	15.81	42.14	93.70

Prueba de Contracción Muscular Isométrica Submáxima a distintas velocidades de contracción:

El entrenamiento de los sujetos, se realizó mediante el sistema de adquisición de fuerza (dinamómetro). Con este sistema, se construyeron curvas con fase de ascenso, mantención y descenso a distintas velocidades, una curva con pendiente lenta (1.6% CVM/s), intermedia (3.3% CVM/s) y rápida (6.6% CVM/s) con rampas de ascenso de 12 seg., 6 seg. y 3 seg. respectivamente, seguidas de una fase de mantención de 6 seg. y descenso de 5 seg. en cada una de las rampas. Cada curva tuvo un reposo de 10 segundos iniciales. (Figura 4) Todas las rampas comenzaron de 0% de CVM y alcanzaron en la fase de mantención el 20% de la CVM.

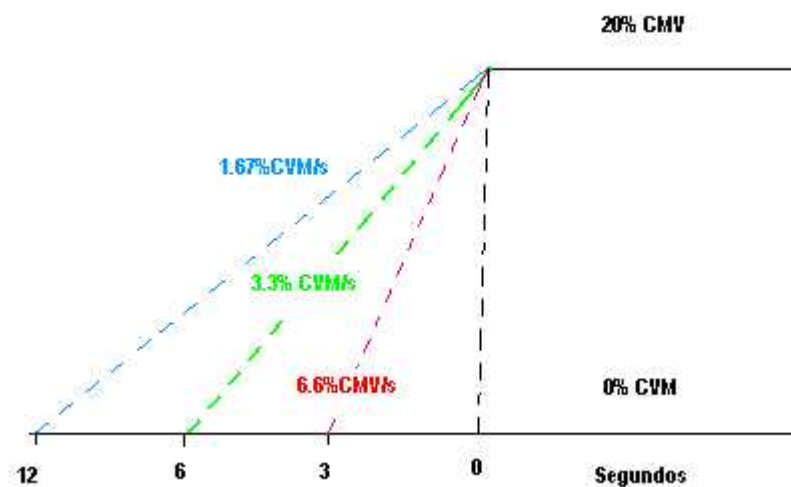


Figura 4: Resumen de rampas de ascenso utilizadas para la realización de las pruebas de contracción isométrica submáxima del Bíceps Braquial. Pendientes de ascenso de 12 segundos, 6 segundos, y 3 segundos.

Una vez comprendida la prueba, se procedió con la ubicación del electrodo y posterior realización de la prueba. Para la prueba final solo se ejecutó la fase de ascenso y mantención y para el análisis posterior, solo se consideró la fase de ascenso de la rampa. La duración máxima del procedimiento no debía superar 2 horas, con el objetivo de evitar efectos de fatiga muscular.

Ubicación del electrodo:

Para asegurar una adecuada ubicación del electrodo y posterior análisis, la autora fue sometida a un proceso de entrenamiento guiado por Msc. Rony Silvestre, director de la presente tesis, perteneciente al CEMH de la Universidad Mayor, especializado en la técnica de Fine Wire y descomposición de la señal electromiográfica.

Técnica utilizada para la inserción del electrodo: El sujeto se ubicó en posición supina con codo extendido, con el vientre del músculo Bíceps Braquial descubierto, se desinfectó con alcohol la zona de inserción del electrodo, punto determinado entre el origen hasta el punto de inserción del tendón, correspondiente al 60% de la longitud del músculo Bíceps Braquial. Luego se introdujo la aguja con el electrodo, en un ángulo de 30° con respecto al vientre muscular del Bíceps Braquial, y se retira lentamente la aguja dejando el electrodo de cable en el interior.⁴¹ Este tipo de captación electromiográfica es considerada mínimamente invasiva, por las escasas molestias, que corresponden sólo a la introducción y retiro de la aguja. Ninguno de

los voluntarios presentó complicaciones mayores, solo leve sangramiento durante la introducción y extracción del electrodo. Durante este procedimiento no se utilizó anestésico local para evitar efecto del mismo sobre la actividad electromiográfica del Bíceps Braquial durante la evaluación.

Una vez situado el electrodo, se le solicitó al voluntario ejecutar 6 contracciones concéntricas suaves, de baja velocidad, para asegurar la fijación del electrodo en el músculo Bíceps Braquial. Posterior a esto se realizó una adquisición de la señal, si esta presentaba ruido basal en exceso, se debía retirar y ubicar otro electrodo.

PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA:

Las señales electromiográficas registradas fueron sometidas a un primer análisis, durante el cual se determinó el espectro de frecuencias de la señal, mediante la Transformada de Fourier. Todas las señales con alto componente de 50Hz, fueron desechadas por presentar ruido y afectar el análisis de descomposición. En la figura 5. se observa la distribución de las frecuencias en la señal EMG del sujeto 14 durante la contracción isométrica submáxima de 12 segundos. Esta figura muestra el escaso componente de 50 Hz del sujeto 14.

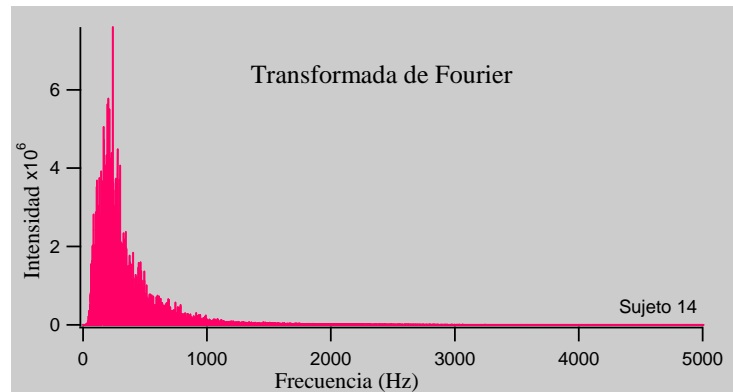


Figura 5: Transformada Fourier Sujeto 14. Rampa 12 segundos. Adecuada distribución de las frecuencias con escaso componente de 50 Hz.

Posteriormente, la señal fue almacenada en un formato exportable, y se cargó en el programa MATLAB, en donde, mediante el Editor interactivo EMGLAB, se realizó la descomposición de la señal electromiográfica (Figura 6).³⁵ Este software extrae los template prototipo promedio (Tren de potencial de acción de UM), los tiempos de descarga de cada template y los plots de frecuencia de disparo instantánea. El número de cada template o UM fue designado de forma aleatoria de acuerdo a la primera descarga detectada.⁶

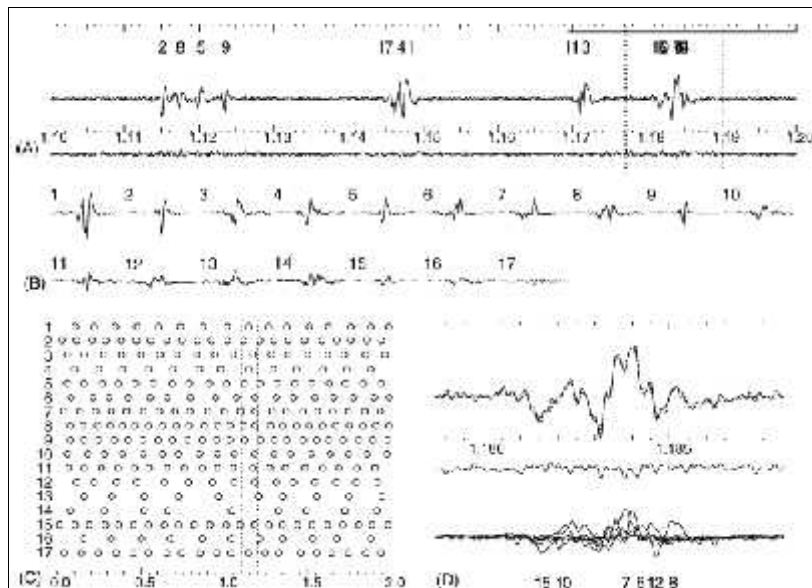


Figura 6. Panel de Descomposición EMG. (A) Panel con residual de la señal después de la correspondencia del template. Los números en la zona superior indican los disparos de UMs identificadas. (B) Panel de Templates, con los templates prototípicos de cada UM identificada. (C) Panel de Descarga, muestra la estadística de disparo de cada UM. De estos datos se obtienen los plots de frecuencia de disparo instantánea (pps). (D) Panel close-up, muestra un segmento de la señal expandida y la correspondencia de templates; se aprecia la suma de todos los templates de aquella ventana, la señal original y la residual.³⁵

Proceso de Descomposición:

Las señales de fuerza y EMG adquiridas son fusionadas y sincronizadas (Figura 7).

La tabla 4 muestra los datos descriptivos de estas señales. Las pendientes de las curvas de CVM esperadas para la velocidad 12 segundos, 6 segundos y 3 segundos, fueron 1.67 %CVM/s, 3.33%CVM/s y 6.67%CVM/s respectivamente.

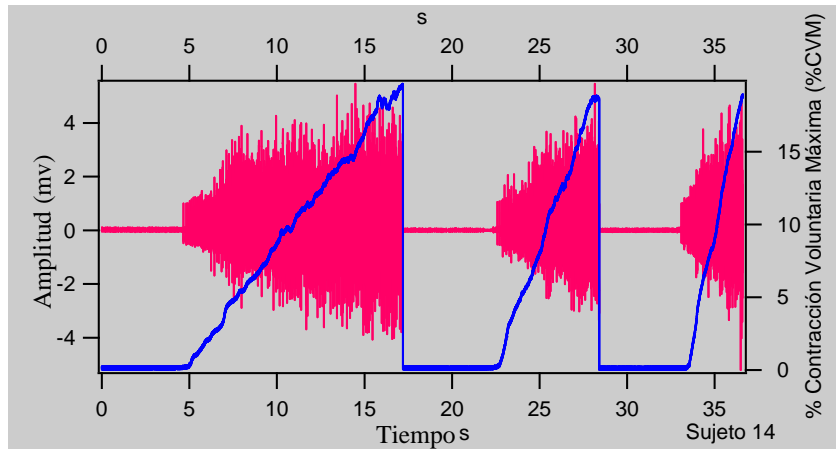


Figura 7. Señal Electromiográfica (EMG) y Señal de Cinemática de la Contracción Voluntaria Máxima (CVM) fusionadas Rosado: señal EMG y en azul la curva de Cinemática que representa la fuerza en CVM.

Tabla 4. Descripción de la Cinética y valores descriptivos de la Señal Electromiográfica registrada en cada prueba.

	12 SEG	6 SEG	3 SEG
Pendiente EMG (%CVM/s)	0.06	0.10	0.17
Amplitud Promedio (mv)	0.51 ± 0.24	0.47 ± 0.25	0.40 ± 0.22
Pendiente Curva CVM (%CVM/s)	1.62	3.16	6.18
CVM Alcanzado(N)	62.74	61.12	60.55
% CVM Alcanzado	20.00	19.48	19.27

Una vez fusionadas las señales, los datos son exportados al programa de análisis MATLAB y luego al editor interactivo de EMGLAB. Se carga la señal de EMG y de fuerza en el editor. A continuación se ubica el cursor en los primeros dos segundos desde donde se inicia la actividad electromiográfica y se comienza a descomponer automáticamente ese tramo de la señal. La descomposición realizada a través de algoritmos, detecta los *Templates* de UM (Tren de Potencial de

Acción de UM) encontrados y el momento de descarga de cada una. Luego se completa manualmente el resto de la frecuencia de descarga de los *Templates*, considerando la frecuencia detectada automáticamente y la residual que queda al ubicar el *Template*. Este procedimiento se realiza en cada una de las tres señales fusionadas (12 seg., 6 seg. y 3 seg.).

Para el análisis posterior, se escogen 6 *Template*, que cumplan con los siguientes criterios: ²

- *Template* con forma y tamaño representativo de una UM.
- *Template* presente en las tres velocidades
- *Template* con patrón de descarga evidente.

A continuación se presenta en la Figura 8 un gráfico con los *templates* (tren de potencial de acción) de las UM escogidas del sujeto 14. Se observan 6 *templates* de UM con dimensiones graficadas en amplitud (mv) y tiempo (s). En la Figura 9 se observa el orden o patrón de reclutamiento de las los *templates* de UM en cada una de las rampas en relación a la curva de contracción isométrica ascendente generada por el sujeto 14.

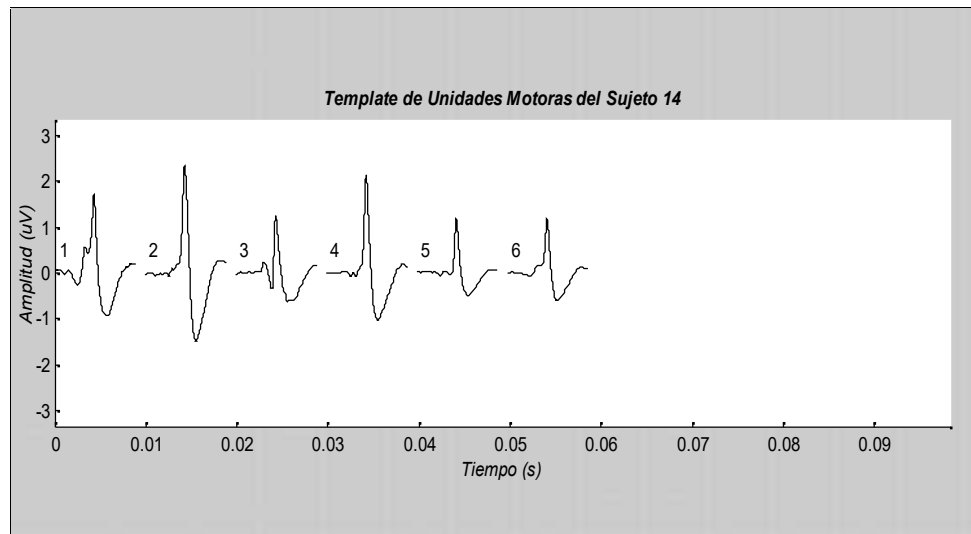


Figura 8: Templates de Unidades Motoras escogidas para análisis Sujeto 14

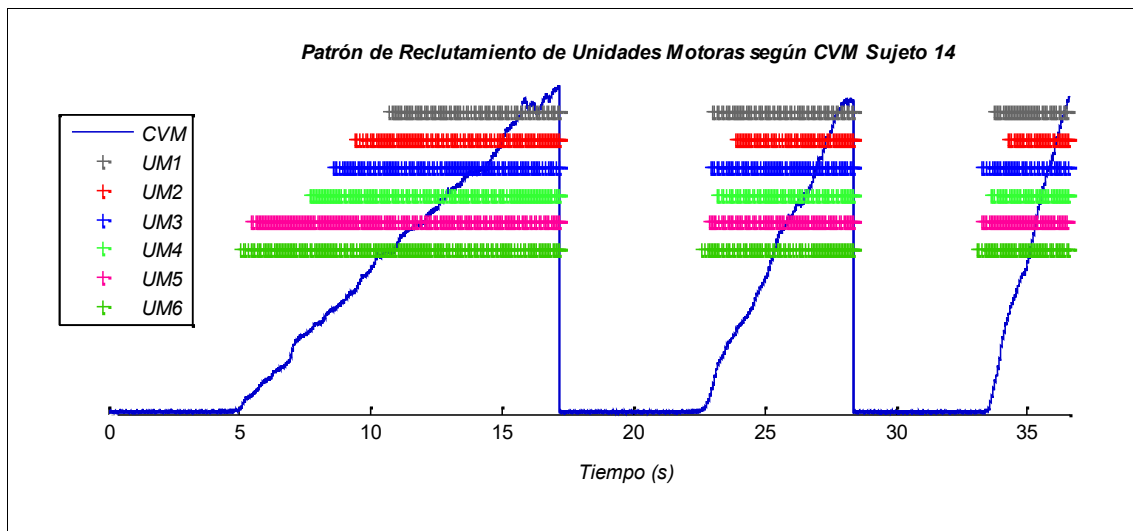


Figura 9 Patrón de Reclutamiento V/S Curva de Contracción Voluntaria Máxima (CVM) del Sujeto14.

Una vez escogidos los *templates* de las UMs se exportan los patrones de descarga (el tiempo de descarga de cada UM) y las frecuencias instantáneas de disparo de las UMs para extraer las variables del estudio:

- Umbral de Reclutamiento de la UM (U_m): nivel de fuerza al cual descarga por primera vez la UM.
- Frecuencia de Disparo Inicial ($FD_{inicial}$): Primera frecuencia de disparo instantánea de la UM registrada.
- Frecuencia de Disparo Promedio (FD_{prom}): promedio de las Frecuencias de disparo instantáneas durante el tiempo de contracción.
- Frecuencia de Disparo Instantánea (FD_{inst}): frecuencia a la cual va descargando la UM durante todo el tiempo de contracción.
- Intervalo de disparo (ID): tiempo comprendido entre disparo y disparo de la UM.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para el análisis estadístico y la construcción de gráficos se utilizó el programa STATA 11.0 y Microsoft Excel.

Para determinar la distribución de las variables, se utilizó la Prueba de Shapiro-Wilk. El análisis descriptivo se realizó considerando la mediana y el rango intercuartílico de las variables.

La comparación de las variables entre las tres velocidades, se realizó mediante la aplicación de la Prueba Análisis de Varianza por rangos a una vía, el cual busca diferencia entre los tres grupos, y luego si existe diferencia, busca entre que grupos se da esta diferencia. Esto se realizó para las variables no paramétricas Umbral de reclutamiento, Frecuencia de Disparo Inicial, Frecuencia de Disparo Promedio. Para comparar el Intervalo de Disparo y la Frecuencia de Disparo instantánea, se utilizó el Análisis de Modelos Generalizados de efectos Mixtos, el cual considera la variable tiempo.

La correlación entre frecuencia de disparo inicial versus umbral de reclutamiento, y frecuencia de disparo promedio versus umbral de reclutamiento se analizó con la prueba de Spearman. El valor de significancia considerado fue menor a 0.05.

V. RESULTADOS

El análisis de distribución de las variables realizado con la Prueba de Shapiro-Wilk, arrojó que todas las variables tanto por sujeto, como por unidad motora y por velocidad de contracción, presentaban un valor p menor a 0.05, rechazándose la hipótesis de que estas variables distribuyen normal, considerándose para este estudio variables no paramétricas.

Estadística Descriptiva

Para las variables no paramétricas: Umbral de Reclutamiento, Frecuencia de Disparo Inicial, Frecuencia de Disparo Instantánea, e Intervalo de Disparo se consideró la Mediana y el Rango Intercuartílico como parámetros descriptivos. Estos se encuentran representados en las Tablas 5, 6, 7, y 8 respectivamente. El límite superior, el primer quintil, mediana y tercer quintil fueron representados en gráficos de cajas, utilizándose también histogramas para describir otras variables. La descripción de la variable Frecuencia de Disparo Promedio, no fue realizada por considerarse este valor dentro de la descripción de Frecuencia de Disparo Instantánea, y porque su valor es relevante solo para el análisis de correlación posterior.

Tabla 5. Estadística Descriptiva de Variables Umbral de Reclutamiento

Um	12 seg	6 seg	3 seg
Sujeto 1	12.64 (3.93)	5.66 (5.39)	5.94 (1.37)
Sujeto 2	6.95 (8.88)	.907 (1.09)	1.47 (.317)
Sujeto 3	.936 (1.59)	.328 (1.83)	1.04 (3.92)
Sujeto 4	1.05 (3.17)	.292 (1.51)	2.38 (2.09)
Sujeto 5	4.86 (5.14)	5.92 (2.77)	6.45 (6.98)
Sujeto 6	3.61 (4.20)	6.51 (1.62)	3.58 (4.44)
Sujeto 7	12.50 (5.60)	5.84 (2.08)	3.27 (1.15)
Sujeto 8	.131 (.080)	.116 (.040)	.162 (.010)
Sujeto 9	1.91 (5.17)	1.25 (1.24)	.952 (.088)
Sujeto 10	3.02 (.982)	1.62 (.773)	8.73 (1.50)
Sujeto 11	5.72 (8.06)	2.29 (4.60)	5.81 (3.12)
Sujeto 12	.069 (2.11)	2.03 (4.49)	.024 (.083)
Sujeto 13	1.01 (2.35)	.281 (.201)	1.06 (3.33)
Sujeto 14	5.54 (6.34)	1.43 (1.81)	.125 (.748)
Grupal	2.92 (7.07)	1.63 (4.69)	2.26 (4.96)

*Valores expresados en mediana (Rango intercuartilico)

El gráfico 1 muestra la distribución de la variable Umbral de Reclutamiento individual y grupal de todos los sujetos para las tres velocidades, mostrando valores de medianas similares.

“Influencia de la Velocidad de Contracción Muscular sobre la Estrategia de Reclutamiento de Unidades Motoras durante Contracciones Isométricas Submáximas de Fuerza Variable, en el Bíceps Braquial Humano”

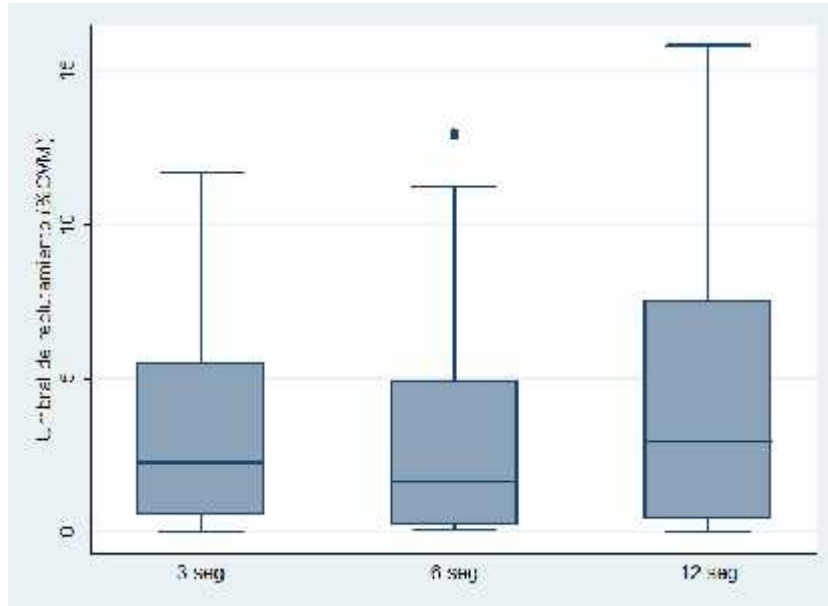


Gráfico 1: Gráficos de Cajas para la Variable Umbral de Reclutamiento.

Tabla 6. Estadística Descriptiva Individual y Grupal de Variables Frecuencia de Disparo Inicial

FDinicial	12 seg.	6 seg.	3 seg.
Sujeto 1	13.34 (6.09)	10.73 (14.12)	10.73 (4.67)
Sujeto 2	8.41 (7.12)	11.72 (5.12)	12.05 (2.48)
Sujeto 3	12.89 (3.79)	11.62 (2.41)	11.46 (3.67)
Sujeto 4	13.66 (4.13)	10.17 (.928)	10.26 (3.33)
Sujeto 5	10.60 (5.35)	10.48 (3.69)	13.30 (2.79)
Sujeto 6	10.81 (1.62)	13.66 (5.49)	11.73 (2.06)
Sujeto 7	8.46 (7.48)	8.71 (4.99)	7.54 (1.69)
Sujeto 8	12.49 (4.46)	14.38 (3.50)	11.92 (3.16)
Sujeto 9	6.41 (2.48)	10.73 (5.02)	8.82 (.537)
Sujeto 10	10.84 (4.79)	12.46 (2.27)	13.26 (3.31)
Sujeto 11	11.35 (5.97)	11.39 (1.39)	13.75 (4.72)
Sujeto 12	6.90 (6.49)	10.55 (1.71)	7.14 (.548)
Sujeto 13	12.72 (1.90)	9.00 (.496)	10.18 (5.48)
Sujeto 14	13.82 (6.53)	11.53 (3.18)	13.85 (3.06)
Grupal	11.43 (5.98)	10.78 (4.57)	11.99 (5.08)

*Valores expresados en mediana (Rango intercuartilico)

El gráfico 2 muestra la distribución de la variable Frecuencia de Disparo Inicial grupal para las tres velocidades, mostrando similitud entre medianas.

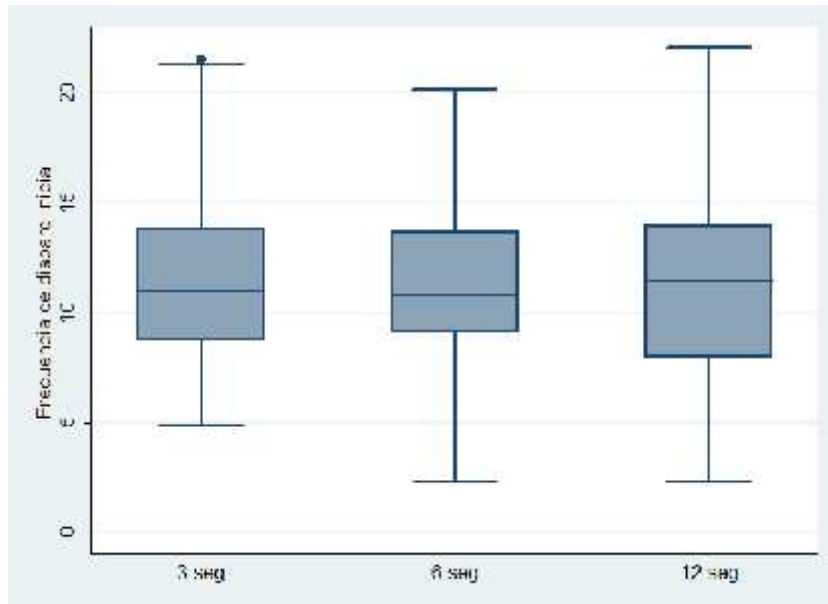


Gráfico 2: Gráficos de Cajas para la Variable Frecuencia de Disparo Inicial Grupal.

Tabla 7. Estadística Descriptiva Frecuencia de Disparo Instantánea (FDinst)

FDinst		12 seg	6 seg	3 seg
Sujeto1	Global UM	13.2 (2.83)	14.59 (3.84)	14.37 (3.13)
Sujeto 2	Global UM	16.29 (3.77)	11.94 (3.50)	14.24 (3.29)
Sujeto 3	Global UM	13.62 (2.74)	14.44 (3.71)	15.75 (3.46)
Sujeto 4	Global UM	14.05 (2.38)	13.18 (2.70)	14.39 (3.01)
Sujeto 5	Global UM	14.09 (3.12)	14.83 (3.32)	14.17 (3.59)
Sujeto 6	Global UM	14.96 (4.60)	12.88 (3.92)	13.21 (3.81)
Sujeto 7	Global UM	14.71 (3.68)	14.33 (3.54)	15.27 (3.75)
Sujeto 8	Global UM	16.03 (5.61)	15.38 (3.17)	14.96 (4.91)
Sujeto 9	Global UM	12.56 (2.38)	12.77 (2.30)	12.78 (1.46)
Sujeto10	Global UM	13.47 (2.86)	13.27 (3.04)	12.77 (4.18)
Sujeto11	Global UM	13.32 (2.67)	13.97 (2.67)	15.34 (4.52)
Sujeto12	Global UM	15.26 (3.68)	14.16 (3.23)	17.10 (4.00)
Sujeto13	Global UM	12.76 (2.78)	13.06 (1.93)	12.83 (2.39)
Sujeto14	Global UM	14.04 (2.66)	14.88 (3.11)	14.26 (3.79)
Grupal		13.84 (3.23)	13.79 (3.27)	14.22 (3.85)

*Valores expresados en mediana (Rango intercuartilico)

El gráfico 3 muestra la distribución de la variable Frecuencia de Disparo Instantánea grupal para las tres velocidades.

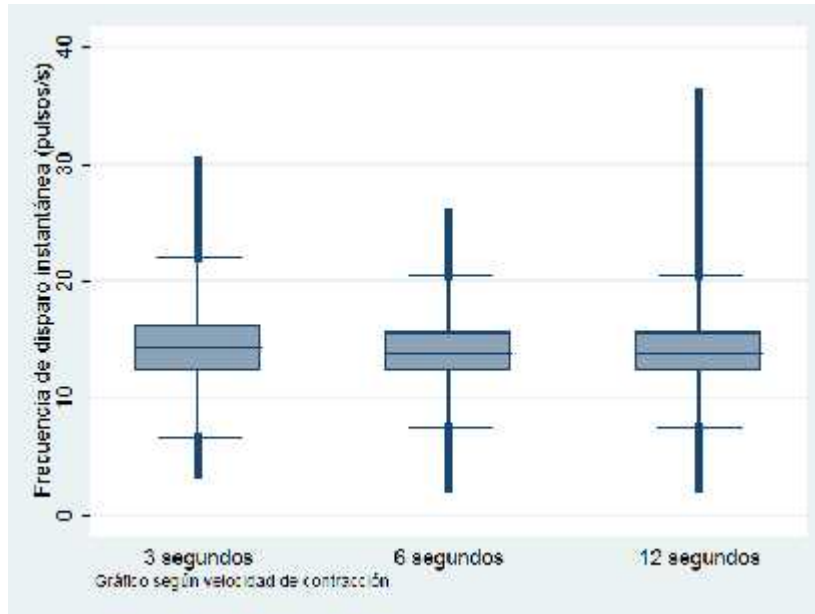


Gráfico 3: Gráficos de Cajas para la Variable Frecuencia de Disparo Instantánea Grupal.

Se observó además el orden de reclutamiento de las UM en cada sujeto y se determinó que todos mantuvieron el orden de reclutamiento en las 3 velocidades de contracción, con escasas variaciones. Figura 9. Patrón de reclutamiento en Sujeto 14.

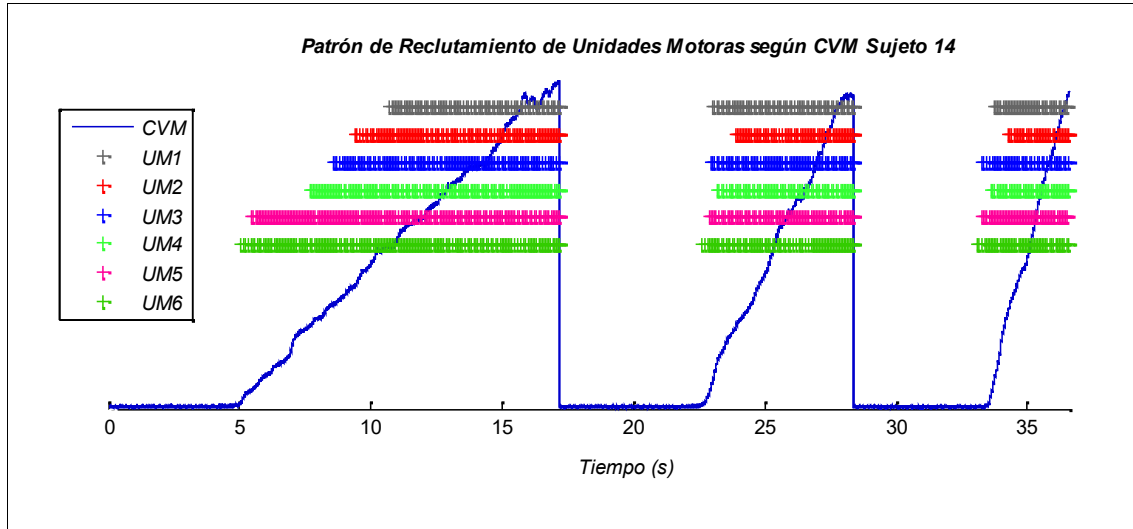


Figura 9 Patrón de Reclutamiento V/S Curva de Contracción Voluntaria Máxima (CVM). Sujeto 14

Tabla 8. Estadística Descriptiva de Variable Intervalo de Disparo (ID) Individual y Grupal

ID		12 seg	6 seg	3 seg
Sujeto1	Global	.074 (.028)	.065 (.029)	.065 (.027)
Sujeto 2	Global	.057 (.026)	.076 (.045)	.067 (.033)
Sujeto 3	Global	.072 (.034)	.067 (.031)	.06 (.03)
Sujeto 4	Global	.068 (.024)	.072 (.027)	.067 (.031)
Sujeto 5	Global	.0675 (.028)	.065 (.03)	.071 (.028)
Sujeto 6	Global	.061 (.032)	.07 (.036)	.071 (.032)
Sujeto 7	Global	.064 (.026)	.067 (.027)	.062 (.03)
Sujeto 8	Global	.59 (.026)	.061 (.022)	.064 (.029)
Sujeto 9	Global	.077 (.028)	.078 (.024)	.078 (.024)
Sujeto10	Global	.072 (.026)	.072 (.029)	.074 (.034)
Sujeto11	Global	.073 (.03)	.069 (.024)	.06 (.034)
Sujeto12	Global	.063 (.029)	.068 (.028)	.057 (.027)
Sujeto13	Global	.076 (.035)	.074 (.03)	.076 (.029)
Sujeto14	Global	.071 (.027)	.066 (.03)	.065 (.036)
Grupal		.069 (.029)	.069 (.029)	.066 (.031)

*Valores expresados en mediana (Rango intercuartílico)

En el gráfico 5 se representa la densidad de los datos de Intervalo de Disparo o Diferencias de tiempo entre descargas, observando una evidente similitud entre las tres velocidades de contracción.

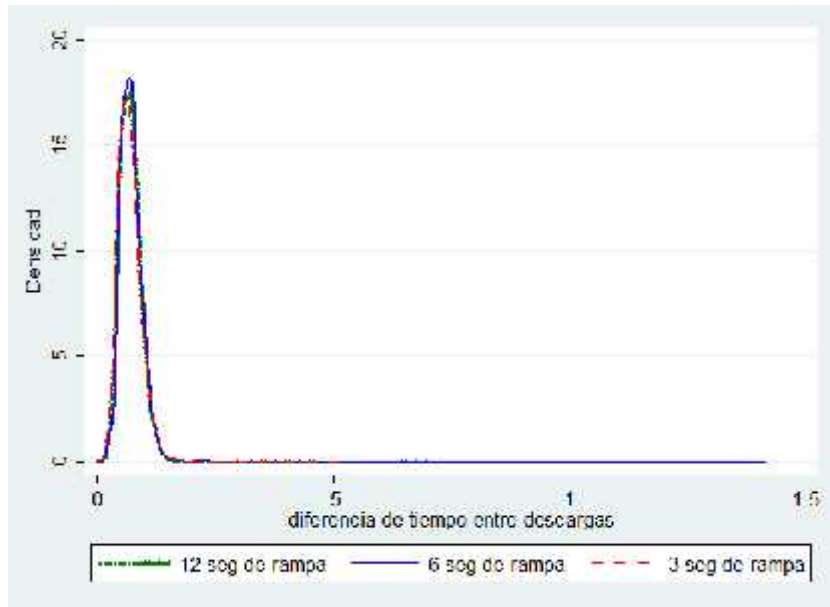


Gráfico 5: Histograma de Densidad de datos de la Variable Intervalo de Disparo o Diferencia de Tiempo entre Descarga

Estadística Comparativa:

Los resultados del Análisis de Varianza por rangos a una vía para las variables no paramétricas Umbral de reclutamiento, Frecuencia de Disparo Inicial, Frecuencia de Disparo Promedio, son presentados en la Tabla 9. En estas variables el análisis no se completó, debido a que la prueba no encontró ninguna diferencia significativa entre las tres velocidades. Es importante recordar que la prueba entrega sus propios valores de significancia.

Tabla 9. Análisis de Varianza por rangos a una vía para las variables no paramétricas Umbral de reclutamiento, Frecuencia de Disparo Inicial, Frecuencia de Disparo Promedio

Variable	Valor-p*
Umbral de reclutamiento	0.06425
Frecuencia de disparo inicial	0.99714
Frecuencia de disparo promedio	0.26076

Para comparar las variables Frecuencias de Disparo Instantáneas e Intervalo de Disparo, se utilizó la prueba de Análisis de Modelos Generalizados de efectos Mixtos, que considera en su análisis la variable tiempo. Los resultados son presentados en las Tablas 10 y 11 para las variables respectivas. El valor promedio de la tabla es en el cual se basa la prueba para establecer las diferencias entre las velocidades. Para la variable Intervalo de Disparo se presentó diferencia estadísticamente significativa entre la velocidad de contracción de 3seg v/s 6 seg., para 3 seg. v/s 12 seg. y entre 6 seg. y 12 seg. Con Valor $p < 0.05$.

Tabla 10. Análisis de Modelos Generalizados de efectos Mixtos para Variable Intervalo de Disparo

	Promedio			Valor -p		
	3 seg	6 seg	12 seg	3 seg vs 6 seg	3 seg vs 12 seg	6 seg vs 12 seg
Sujeto 1	0.0664	0.0668	0.0744	0.823	0.000	0.000
Sujeto 2	0.0749	0.0935	0.0597	0.001	0.001	0.000
Sujeto 3	0.0624	0.0686	0.0729	0.000	0.000	0.000
Sujeto 4	0.0682	0.0753	0.0703	0.000	0.163	0.000
Sujeto 5	0.0711	0.0680	0.0720	0.110	0.821	0.007
Sujeto 6	0.0742	0.0789	0.0684	0.071	0.019	0.000
Sujeto 7	0.0640	0.0696	0.0663	0.055	0.404	0.089
Sujeto 8	0.0711	0.0660	0.0600	0.010	0.000	0.010
Sujeto 9	0.0776	0.0796	0.0797	0.256	0.185	0.953
Sujeto10	0.0813	0.0752	0.0749	0.004	0.000	0.837
Sujeto11	0.0628	0.0699	0.0756	0.000	0.000	0.000
Sujeto12	0.0579	0.0689	0.0639	0.000	0.000	0.000
Sujeto13	0.0762	0.0764	0.0767	0.919	0.772	0.000
Sujeto14	0.0692	0.0669	0.0714	0.253	0.227	0.000
Grupal	0.0695	0.0723	0.0710	0.0000	0.006	0.0030

Valor de significancia Valor -p < 0.05.

Al comparar la Variable Frecuencia de Disparo Instantánea entre las tres velocidades, con la prueba de Análisis de Modelos Generalizados de efectos Mixtos, también se observó una diferencia estadísticamente significativa en el análisis grupal; con mayores valores en velocidades de contracción rápida 3 seg., siendo no significativa entre la velocidad de contracción de 6 y 12 seg. Sin embargo, en el análisis por sujeto, hubo algunos que no tuvieron valor-p < 0.05, ver Tabla 11.

Tabla 11. Análisis de Modelos Generalizados de efectos Mixtos para Variable Frecuencia de Disparo Instantánea

		Promedio			Valor-p		
		3 seg	6 seg	12 seg	3 seg vs 6 seg	3 seg vs 12 seg	6 seg vs 12 seg
Sujeto 1	Global	15.47	14.76	13.41	0.000	0.000	0.000
Sujeto 2	Global	14.25	11.90	16.57	0.000	0.000	0.000
Sujeto 3	Global	15.09	14.44	13.71	0.000	0.000	0.000
Sujeto 4	Global	14.96	13.34	14.13	0.000	0.000	0.000
Sujeto 5	Global	14.99	14.86	13.75	0.114	0.000	0.000
Sujeto 6	Global	14.48	12.40	14.71	0.000	0.012	0.000
Sujeto 7	Global	14.38	15.41	15.07	0.000	0.000	0.000
Sujeto 8	Global	15.60	16.27	15.54	0.000	0.000	0.612
Sujeto 9	Global	12.79	12.45	12.54	0.000	0.000	0.015
Sujeto10	Global	13.84	13.85	13.08	0.975	0.000	0.000
Sujeto11	Global	14.58	16.92	13.04	0.000	0.000	0.000
Sujeto12	Global	17.06	14.06	15.73	0.000	0.000	0.000
Sujeto13	Global	13.02	13.02	13.03	0.941	0.834	0.859
Sujeto14	Global	14.85	15.00	13.95	0.053	0.000	0.000
Grupal		14.95	13.95	13.96	0.000	0.000	0.549

Valor de significancia Valor $-p < 0.05$.

Se realizó un análisis descriptivo de la tendencia visual del comportamiento de la Frecuencia de Disparo Instantánea (FDI) de las primeras UM reclutadas y de las últimas UM reclutadas como se ha realizado en otros estudios.⁴⁷ En el Gráfico 8 se observa que en la primera rampa de 12 segundos la FDI de las primeras UM reclutadas tienden a presentar valores de FDI mayores a la de las UM reclutadas posteriormente, además se observan fluctuaciones, con caídas de las FDI a mitad del recorrido de la rampa. También se aprecia un leve entrecruzamiento de las FDI, disminuyendo las FDI de algunas de las UM reclutadas primero. Esto se vio en 12 de los 14 voluntarios evaluados. En la rampa de 6 segundos, la tendencia es

difícil de evaluar debido a que las UM escogidas descargan en tiempo similares, sin embargo es posible distinguir un patrón común en donde las UMs reclutadas inicialmente presentan FDI mayores que la última reclutada, también se observan fluctuaciones y caída evidente de las FDI durante el trayecto de esta rampa. Esta respuesta fue observada en 12 de los 14 voluntarios, mostrando en otros también un leve entrecruzamiento de las tendencias a finales de la rampa. Y finalmente, en la rampa de 3 segundos, también fue complejo describir el comportamiento debido a que el tiempo de descarga inicial era similar, pero en esta rampa también se hizo visible una caída de los valores de FDI, con leve entrecruzamiento de los valores de FDI hacia el final de la rampa. Este fenómeno se presentó en todos los voluntarios, siendo en la mayoría menos evidente que en este caso.

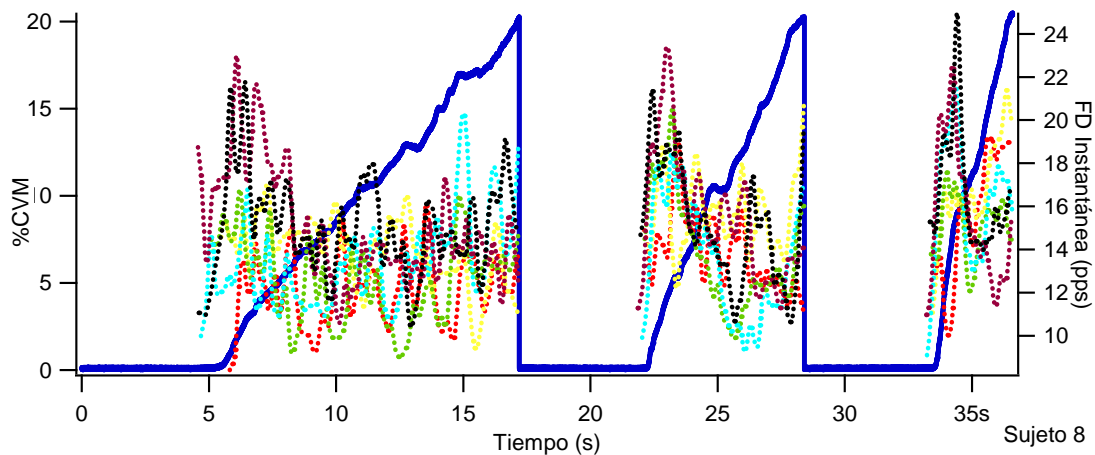


Gráfico 8: Patrón de las Frecuencias de Disparo Instantánea de las 6 UMs escogidas en el sujeto 8. Pulsos por segundo (pps)

Análisis de Correlación mediante Prueba de Spearman

En la Tabla 12, se muestran los valores de correlación de Spearman y el valor-p para la correlación entre Frecuencia de Disparo Promedio y Umbral de Reclutamiento. Entre estas variables no hubo correlación negativa significativa en el análisis grupal para la velocidad de contracción rápida de 3 segundos, intermedia de 6 segundos y lenta de 12 segundos. En el análisis por sujeto o individual, algunos presentaron una mayor correlación significativa entre las variables, como fue el caso del Sujeto 3 y 11 con correlación positiva en contracciones rápidas de 3 segundos, y en el sujeto 6, 10 y 14 en contracciones lentas de 12 segundos con una correlación significativa negativa. Valor $p < 0.05$. Ver Gráfico 6 con la dispersión de los datos.

Tabla 13. Correlación entre Frecuencia de Disparo Promedio y Umbral de Reclutamiento

	3 seg		6 seg		12 seg	
	Correlación	Valor-p	Correlación	Valor-p	Correlación	Valor-p
Sujeto 1	0.4958	0.4247	0.3714	0.4685	0.4058	0.4247
Sujeto 2	0.2319	0.6584	0.0286	0.9572	-0.5218	0.2883
Sujeto 3	0.9276	0.0077	-0.1429	0.7872	-0.6377	0.1731
Sujeto 4	0.5798	0.2278	-0.2571	0.6228	-0.6377	0.1731
Sujeto 5	-0.087	0.8699	0.0286	0.9572	0.5798	0.2278
Sujeto 6	0.2319	0.6584	-0.2571	0.6228	-0.8117	0.0499
Sujeto 7	-0.6088	0.1997	0.0857	0.8717	-0.7537	0.0835
Sujeto 8	-0.2732	0.6004	0.5296	0.2798	-0.5294	0.2801
Sujeto 9	0.3769	0.4615	0.3714	0.4685	-0.0580	0.9131
Sujeto 10	0.1739	0.7417	0.4638	0.3542	0.8407	0.0361
Sujeto 11	0.8117	0.0499	0.1429	0.7872	0.058	0.9131
Sujeto 12	0.0000	1.0000	0.3714	0.4685	-0.4638	0.3542
Sujeto 13	0.4638	0.3542	-0.7247	0.1032	-0.5798	0.2278
Sujeto 14	0.2125	0.6860	-0.3143	0.5441	-0.8117	0.0499
Grupal	-0.0435	0.6945	-0.051	0.6449	0.1473	0.1813

En el gráfico 6 se muestra la dispersión grupal para correlación Frecuencia de Disparo Promedio versus el Umbral de Reclutamiento por velocidad de contracción, no existiendo una correlación significativa entre ambas variables.

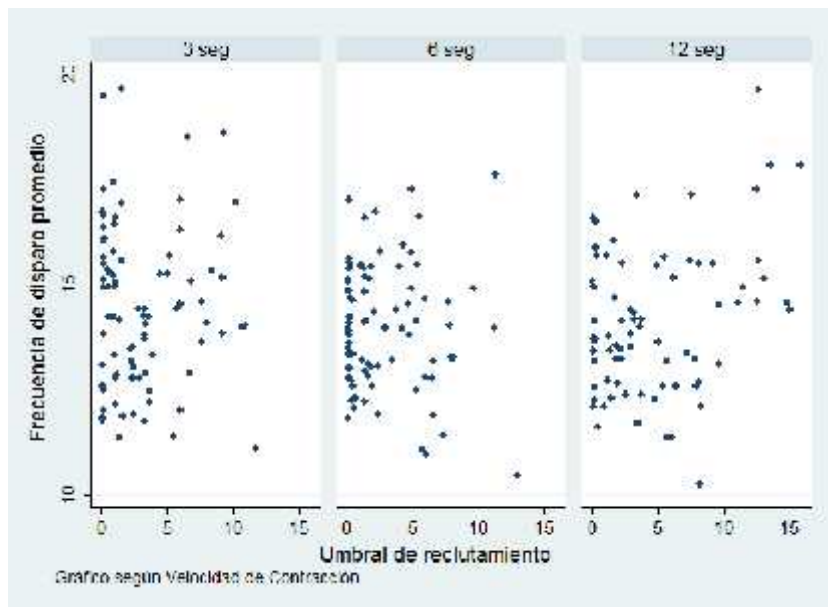


Gráfico 6: Dispersión de los datos Frecuencia de Disparo Promedio Versus Umbral de Reclutamiento según Velocidad de Contracción.

En el caso de la correlación entre Frecuencia de Disparo Inicial y Umbral de Reclutamiento, tampoco el análisis arrojó correlación significativa entre las variables, sin embargo lo interesante es que la baja correlación grupal fue positiva en las tres velocidades. Ver Tabla 13.

Tabla 13. Correlación entre frecuencia de disparo inicial y umbral de reclutamiento

	3 seg		6 seg		12 seg	
	Correlación	Valor-p	Correlación	Valor-p	Correlación	Valor-p
Sujeto 1	0.116	0.8268	0.8857	0.0188	0.7714	0.0724
Sujeto 2	0.058	0.9131	-0.4286	0.3965	0.3714	0.4685
Sujeto 3	0.0000	1.0000	-0.3714	0.4685	-0.0286	0.9572
Sujeto 4	-0.8117	0.0499	0.6000	0.2080	-0.4286	0.3965
Sujeto 5	0.116	0.8268	0.7714	0.0724	0.9429	0.0048
Sujeto 6	0.3769	0.4615	-0.0857	0.8717	0.2000	0.7040
Sujeto 7	0.2899	0.5774	0.5429	0.2657	-0.0857	0.8717
Sujeto 8	-0.3339	0.5177	-0.3531	0.4924	-0.2029	0.6998
Sujeto 9	0.6377	0.1731	0.6000	0.2080	0.2571	0.6228
Sujeto 10	0.4638	0.3542	0.8117	0.0499	0.7714	0.0724
Sujeto 11	-0.058	0.9131	0.6571	0.1562	0.5429	0.2657
Sujeto 12	-0.207	0.6939	0.6000	0.2080	0.8286	0.0416
Sujeto 13	0.4058	0.4247	0.2029	0.6998	0.7714	0.0724
Sujeto 14	-0.2125	0.686	0.4286	0.3965	0.0857	0.8717
Grupal	0.2873	0.0081	0.1225	0.2668	0.1664	0.1303

En el gráfico 7 se representa la dispersión de los datos para la correlación de Spearman entre Frecuencia de Disparo Inicial y Umbral de Reclutamiento.

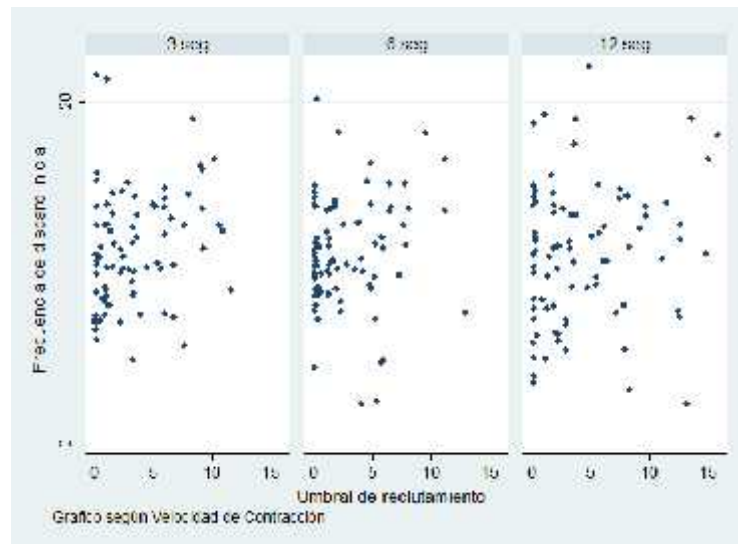


Gráfico 7: Dispersión de los datos Frecuencia de Disparo Inicial Versus Umbral de Reclutamiento según Velocidad de Contracción.

VI. DISCUSIÓN

El análisis del comportamiento de las UMs en cuanto a su Umbral de Reclutamiento y Frecuencia de Disparo ha sido motivo de estudio desde hace más de tres décadas (1977). Las herramientas utilizadas por estos estudios para el análisis de la forma y el tiempo de reclutamiento de las UMs, eran cámaras y osciloscopios, los cuales aportaban información de menor precisión.

Diversos autores, como De Luca y col. (1982a,b), Erim y De Luca (1996), y De Luca y col. (2006) entre otros, comenzaron a estudiar las estrategias de control motor del Sistema Nervioso Central en distintos tipos de contracciones musculares, mediante otra herramienta de análisis de señal electromiográfica, conocida como Descomposición.^{6,9,15} Esta herramienta ha permitido profundizar los conocimientos de la ciencia del control motor, basándose en un algoritmo de mayor confiabilidad, el cual ha mostrado grandes avances en la última década. En la actualidad, esta herramienta ha logrado realizar descomposiciones de gran precisión y rapidez con electrodos de superficie. Estos permiten descomponer señales de contracciones musculares, a intensidades de 100% de la contracción voluntaria máxima, logrando mejor resolución de las superposiciones, soslayando la resistencia entregada por la capa de adiposidad, siendo por lo tanto, una buena herramienta de evaluación de control motor aplicable en clínica. Sin embargo aún esta nueva tecnología está en proceso de masificación.³⁸

En cuanto al estudio de la influencia de la velocidad de contracción, sobre el reclutamiento de UMs, la literatura es escasa y obsoleta, cuyas técnicas de evaluación utilizadas son de menor precisión, y se evaluaron en músculos con función postural (Trapezio, con tiempos de contracción prolongados) o en músculos pequeños de la mano (Primer Interóseo Dorsal), siendo sus resultados no extrapolables a otros músculos, tales como el Bíceps Braquial, músculo de gran interés para los estudios de ergonomía, entrenamiento muscular, y en patologías de motoneurona superior e inferior. A raíz de lo anterior, surge la necesidad de profundizar y actualizar el conocimiento en la estrategia de control motor utilizada por el SNC en términos de umbral de reclutamiento, frecuencia de disparo inicial, promedio e instantáneas, e intervalo de disparo de las UMs, durante distintas velocidades de contracciones isométricas submáximas de fuerza variable, del músculo Bíceps Braquial Humano. Para esto, se reclutó una muestra de 20 sujetos sanos y diestros, de los cuales solo se utilizaron los datos de 14 sujetos. Las señales fueron sometidas a un algoritmo de análisis de descomposición mediante electrodos fine wire y analizados en el Editor Interactivo EMGLAB, ejecutable en MATLAB. De esta descomposición se utilizaron para el análisis final 6 UMs por sujeto, metodología que ha sido utilizada por otros autores,² obteniendo una población final de 64 UMs.

Los resultados arrojados por el presente estudio, concluyen que no existen diferencias significativas entre la velocidad lenta, intermedia y rápida para las

variables Umbral de Reclutamiento, Frecuencia de Disparo Inicial, y Frecuencia de Disparo Promedio. Sin embargo, si se observó una diferencia estadísticamente significativa para la variable Intervalo de Disparo y para la variable Frecuencia de Disparo Instantánea. En cuanto a las correlaciones entre Frecuencia de Disparo Promedio versus Umbral de Reclutamiento, y Frecuencia de Disparo Inicial versus Umbral de Reclutamiento, el análisis estadístico no logró demostrar la presencia de una asociación significativa entre estas variables.

Los resultados obtenidos para la variable Umbral de Reclutamiento, difieren de lo observado por Desmedt y Godaux 1977, en el cual el umbral de reclutamiento de las UMs estudiadas fue menor durante contracciones de mayor velocidad y en contracciones balísticas.¹¹ En cuanto al orden de reclutamiento, sin embargo, estos autores también evidenciaron una mantención de este, condición que se presentó en nuestro estudio, mostrando una escasa variación a velocidades de contracción mayor. Esto puede explicarse, por la similitud de los umbrales de reclutamiento de las UM evaluadas y por el bajo nivel de contracción.¹¹

El análisis de la Frecuencia de Disparo Inicial, tampoco mostró diferencias significativas, sin embargo la literatura ha demostrado que la FD inicial es significativamente mayor en UMs de mayor umbral, la cual incrementó en función del aumento del torque. Esto se ha evidenciado en el Bíceps Braquial ²⁴ y Primer Interóseo Dorsal, ³⁷ con una dependencia de la FD inicial y FD peak con el umbral de reclutamiento. A niveles de fuerza elevados, la literatura plantea que la frecuencia de disparo inicial es mayor, sin embargo esta decae desde el 60% de la CVM.⁴⁰ Estos

resultados pueden contradecir el concepto de Onion Skin, sin embargo esto solo se observó en rangos limitados de fuerza.¹⁵

Para la variable Frecuencia de Disparo Promedio nuestros resultados también difieren con los planteados en la literatura, ya que Westgaard y De Luca en el 2001, registraron en el Músculo Trapecio, FD promedio mayores a velocidades de contracción isométrica moderada (1%EMG/s), y rápidas (3%EMG/s), en comparación a las contracciones isométricas lentas (0.05%EMG/s).⁴⁷ El mismo comportamiento fue evidenciado en el músculo Primer interóseo Dorsal.⁴⁷ Esto podría explicarse porque al aumentar la velocidad aumentaría el manejo de control central, reflejándose en FD promedio mayores durante contracciones de mayor velocidad. Nuestro estudio realizó la descripción de esta variable en términos de mediana y rango intercuartil, debido a que esta variable no presentó una distribución normal, lo cual impide establecer comparaciones con el estudio enunciado.

En cuanto al análisis de la Variable Intervalo de Disparo, nuestro estudio registró valores de medianas muy similares, sin embargo al ser esta variable analizada con la prueba de modelos generalizados de efectos mixtos, se logró evidenciar una diferencia estadísticamente significativa en el análisis grupal entre; la velocidad 3 seg. v/s 6 seg.; 3 seg. v/s 12 seg.; y 6 seg. v/s 12 seg. Considerando los valores promedio arrojados por el análisis, este estudio mostró menores intervalos disparo a velocidades rápidas, lo cual puede explicarse por un aumento de la excitación del pool de motoneuronas que refleja un aumento de la descarga de

UMs.^{7, 8} Sin embargo, estudios han demostrado que a niveles de fuerza mayor, el incremento de la excitación, evoca un comportamiento del intervalo de disparo contrario, atribuible al reclutamiento de nuevas UMs.⁸

Al analizar la variable Frecuencia de Disparo Instantánea grupalmente, también fue posible evidenciar una diferencia estadística entre la velocidad de contracción 3seg. v/s 6seg. y 3seg. v/s 12seg., no así entre 6 seg. v/s 12 seg. En cuanto al análisis individual, no se observó una diferencia significativa al comparar 3seg. v/s 6seg. en tres sujetos de la muestra, sin embargo al observar la comparación de esta variable entre 6 seg. v/s 12 seg., solo 2 sujetos no mostraron diferencias estadísticas. Este análisis arroja que, durante contracciones de velocidad rápida se presentan mayores FD instantáneas, lo cual también se explicaría por el incremento en el input excitatorios del pool de motoneuronas activas.^{7,8} Desmedt y Godaux 1977 evidenciaron en contracciones lentas del músculo Tibial Anterior, frecuencias de disparo instantáneas inicialmente menores, sin embargo estas aumentaron al incrementar la fuerza.¹¹ En el caso de contracciones balísticas, las mismas UMs descargaban a altas tasas de frecuencia de disparo instantáneas, disminuyendo posteriormente. Hallazgos similares hacen referencia en el trabajo de Desmedt y Godaux 1977, para el músculo Primer Interóseo Dorsal por Milner-Brown y col 1973.¹¹

Otro hallazgo evidenciado en las tres velocidades estudiadas, fue la presencia de fluctuaciones de las FD instantáneas, que en ocasiones se asoció al reclutamiento de nuevas UM. Estas fluctuaciones se manifestaron en mayor magnitud durante

contracciones rápidas (3.3 CVM/s) y también se observó una caída de las FD inicial en contracciones lentas. Este fenómeno lo han planteado otros autores preferentemente en contracciones ejecutadas a bajos niveles de fuerza, y mayormente en contracciones isométricas lentas, como fue en nuestro estudio. Esto se explica por el reclutamiento de nuevas UMs, por la presencia de oscilaciones de baja frecuencia y por la desfacilitación de UMs previamente activadas, siendo las FD de las nuevas UMs reclutadas las que van incrementando la fuerza.^{15, 47} Esto podría deberse al efecto de las contracciones isométricas submáximas (20%CVM) utilizadas en este estudio, lo cual provoca un efecto de modulación inhibitoria desde el SNC sobre FD de las 3 velocidades, explicado por: una reducción de la actividad del Huso Muscular;⁷ o por las alteraciones en el control descendente, que pudo ser mayor principalmente a velocidades de contracción lenta.^{16,33,47,42,43}

En cuanto al análisis grupal de correlación de Frecuencia de Disparo Promedio versus Umbral de Reclutamiento, nuestro estudio no evidenció correlación negativa significativa en ninguna de las velocidades estudiadas, como se describe para la presencia del fenómeno de *onion skin*.

Westgaard y De Luca 2001, solo evidenció el fenómeno de *onion skin* en el Músculo Trapecio, durante contracciones rápidas, lo cual se explica por una menor modulación de las UMs tempranas para evitar estados de fatiga.⁴⁷ Sin embargo, De Luca y col en el 2010, plantea que la presencia de este fenómeno en los distintos

estudios, puede ser influenciado por el tipo de análisis realizado, ya sea individual o grupal.⁸ La gran mayoría de los estudios evidencia el fenómeno de *onion skin* en análisis individuales, a cualquier nivel de contracción, sin embargo al analizar grupalmente los datos de frecuencia de disparo promedio y umbral de reclutamiento, los estudios no han demostrado la presencia del fenómeno de *onion skin*.⁸

En el análisis grupal de la correlación de Frecuencia de Disparo Inicial versus Umbral de Reclutamiento, no se observó ninguna correlación significativa. La literatura plantea la existencia de una correlación positiva entre la frecuencia de disparo inicial de las UMs y su umbral de reclutamiento, lo cual según los autores, no contradice el concepto de *onion skin*, ya que las UMs de mayor umbral disparan a frecuencias de disparo mayores durante toda la contracción, siendo las frecuencias de disparo, menores a las frecuencias de disparo de las UMs de menor umbral en todo instante,¹⁵ fenómeno que tampoco se presentó con claridad en nuestro estudio.

Existen algunos factores que explican la diferencia de nuestros resultados en comparación a los de la literatura. Uno de estos es el tamaño de la muestra utilizada, el cual es considerado bajo, sin embargo la literatura que estudia estos fenómenos, han reclutado muestras con tamaños similares, o incluso menor, 5 a 20 sujetos por estudio, a pesar de esto, las poblaciones de UMs analizadas en estos estudios fluctúan las 90 UMs a 250 UMs,^{2,11,12, 45,46,47} siendo mayor a la población de nuestro estudio, la cual inicialmente era de de 120 UMs y se redujo a 64 UMs para el

análisis final, debido a la eliminación de datos de sujetos por prolongación del tiempo del procedimiento y/o por presentar señales con ruido mayor al permitido, las cuales afectan el proceso de descomposición.

Otro elemento a considerar, es el nivel de fuerza utilizada durante el procedimiento. Nuestro estudio, realizó contracciones isométricas submáximas de fuerza variable del músculo Bíceps Braquial Humano, de 20%CVM como nivel máximo de generación de fuerza. Sin embargo, se ha descrito que el Bíceps Braquial aumenta el reclutamiento de UM hasta el 88%CVM y que luego continúa el incremento de la fuerza isométrica a expensas de la frecuencia de disparo. Los estudios considerados como referencia para la discusión, utilizaron niveles de fuerza superiores, especificados en kilogramos, lo cual explicaría la divergencia con nuestros resultados. Desmedt and Godaux 1977 y 1978 estudiaron el reclutamiento durante contracciones lentas y rápidas del músculo Tibial Anterior, hasta completar la elevación de 12 Kg. de fuerza.^{11, 12} Otros autores han publicado contracciones isométricas de 30%CVM a 50%CVM con resultados similares.^{46, 47} Esto sugiere que las UMs analizadas en el presente estudio presentaban características oxidativas comunes, lo cual era esperable. Sin embargo, aun así, era necesario conocer el comportamiento de las variables de reclutamiento de este tipo de UMs a distintas velocidades (Umbral de Reclutamiento, Frecuencia de Disparo Inicial y Promedio), para las cuales no se evidenció diferencias significativas.

También es relevante discutir las velocidades aquí utilizadas, las cuales fueron: para la contracción lenta de 1.6%CVM/s, intermedia de 3.3% CVM/s y para la contracción rápida de 6.6%CMV/s. Estas difieren de las utilizadas en otros estudios, sin embargo los autores han descrito este parámetro en distintos términos, porcentaje de EMG máxima por segundo (%EMGmax/s), o kilogramo por segundo, lo cual imposibilita establecer adecuadas comparaciones entre estudios. A pesar de esto, es importante asumir que probablemente, nuestros resultados se expliquen porque las velocidades escogidas no fueron lo suficientemente distintas para lograr evidenciar un comportamiento específico para cada velocidad, como se esperaba. Esto refleja la necesidad de esclarecer y unificar la descripción de los procedimientos, que permitan mayor avance en el conocimiento del control de UMs durante contracciones de distintas velocidades.

La descomposición de la señal electromiográfica, es de gran interés en el ámbito del diagnóstico, del análisis de movimiento y del estudio del control motor.³⁸ La técnica de Descomposición de la señal electromiográfica utilizada en este estudio, entrega mayor precisión en el reconocimiento de las UMs y patrón de disparo, debido a que logra resolver más del 70% de la información contenida en la señal electromiográfica, sin embargo aún requiere de la interiorización, habilidad y experticia del técnico con el Editor Interactivo, para lograr una mayor extracción de datos de la señal, considerándose esto como factor limitante en este estudio.^{9, 35} En la actualidad, continua el desarrollo de algoritmos que reduzcan el factor humano de esta técnica y el tiempo de resolución de la señal, por lo que el futuro de la

descomposición de señal electromiográfica es prometedora para la aplicación en clínica.

Debemos enfatizar, que los resultados y el análisis de este estudio solo pueden aplicarse a la población estudiada, sin ser extrapolables a otras poblaciones debido a la baja muestra reclutada.

Para finalizar, dejaremos planteadas algunas preguntas de investigación, las cuales permitirían complementar los resultados obtenidos estas son; ¿cuál sería el comportamiento de los parámetros de activación de UMs durante contracciones maximales a distintas velocidades; el comportamiento evidenciado ¿se presenta también en contracciones balísticas o contracciones fatigables?; o ¿como sería el comportamiento de los parámetros de activación en otro músculo con función similar?.

VII. CONCLUSIÓN

-) La Hipótesis planteada en este trabajo se rechaza, debido a que no se observó una diferencia significativa entre la velocidad lenta, intermedia y rápida en contracciones isométricas submáximas de fuerza variable, para las variables Umbral de Reclutamiento, Frecuencia de Disparo Inicial y Frecuencia de Disparo Promedio.
-) La velocidad de contracción, en este estudio, influyó en el comportamiento de la variable Intervalo de Disparo de las UMs, siendo menor a velocidades de contracción rápida, como también en la variable Frecuencia de Disparo Instantánea, la cual fue mayor a velocidades de contracción isométrica submáxima rápida.
-) Durante contracciones submaximales, las frecuencias de disparo instantáneas fueron moduladas independiente de la velocidad a la cual fue ejecutada la contracción muscular del Bíceps Braquial.
-) Los resultados son solo aplicables a una muestra de sujetos con población de unidades motoras con características similares, y niveles de contracción submáximas.

VII. REFERENCIAS

1. Bailey, E.F.; Rice, A.D.; Fuglevand, A.J. "Firing patterns of human genioglossus motor units during voluntary tongue movement". J Neurophysiol. Jan;97(1):933-6. 2007.
2. Baudry, S.; Rudroff, T.; Pierpoint, L.A.; Enoka, R.M. "Load type influences motor unit recruitment in biceps brachii during a sustained contraction". J Neurophysiol. Sep;102(3):1725-35. 2009.
3. Binder, M.D.; Heckman, C.J.; Powers, R.K. "The physiological control of motoneuron activity". Handbook of Physiology, section 12, Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems. Eds Rowell LB, Shepherd JT Nueva York: Oxford University Press. pp 3-53. 1996.
4. Broman, H.; De Luca, C.J. Mambrito B. "Motor unit recruitment and firing rates interaction in the control of human muscles". Brain Res. Jul 1;337(2):311-319. 1985.
5. De Luca C. J. "Imaging the Behavior of Motor Units by Decomposition of the EMG Signal". [en línea] Delsys Inc. Annual Meeting of the American College of Sports Medicine.2008. [consulta: 28 Mayo 2010]

http://www.delsys.com/Attachments_pdf/EMG%20Decomposition%20Presentation.pdf.

6. De Luca, C.J.; Adam, A.; Wotiz, R.; Gilmore, D. and Nawad, H. "Decomposition of Surface EMG Signals". J. Neurophysiol. Sep; 96(3): 1646-1657. 2006.
7. De Luca, C.J. "Control Properties of Motor Units". J Exp. Biol. Mar; 115: 125-136. 1985.
8. De Luca, C.J.; Hostage, E.C. "Relationship between firing rate and recruitment threshold of motoneurons in voluntary isometric contractions". J Neurophysiol. Aug;104(2):1034-46. 2010.
9. De Luca, C.J.; Lefever, R.S.; Mccue, M.P.; Xenakis A.P. "Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions". J Physiol (Lond) Aug; 329: 129-142. 1982.
10. Denny-Brown, D. and Pennybacker, J. B. "Fibrillation and fasciculation in voluntary muscle". Brain 61, 311-334. 1938.
11. Desmedt J.E. and Godaux E. "Ballistic contractions in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle". J Physiol. Jan;264(3):673-93. 1977.

12. Desmedt JE, Godaux E. "Ballistic contractions in fast or slow human muscles: discharge patterns of single motor units". *J Physiol.* Dec;285:185-96. 1978.
13. Desmedt, JE. "Size principle of motoneuron recruitment and the calibration of muscle force and speed in man". In: Desmedt JE, editor. *Motor control mechanisms in health and disease*. Basil: Karger; p. 227-51. 1983.
14. Enoka, R.M. "Neuromechanics of Human Movement" *Human Kinetics*. Fourth Edition 2008; Cap. VI, 2008.
15. Erim, Z.; De Luca, C.J.; Mineo, K.; Aoki, T. "Rank-Ordered Regulation of motor unit. *Muscle Nerve*". May 19(5):563-573. 1996.
16. Falla, D. and Farina, D.. "Non-uniform adaptation of motor unit discharge rates during sustained static contraction of the upper trapezius muscle" *Exp. Brain Res.* Nov; 191(3): 363-370. 2008.
17. Farina, D.; Fosci, M.; Merletti, R. "Motor Unit Recruitment Strategies investigated by surface EMG variables". *J. Appl. Physiol.* Jan; 92 (1): 235-247. 2002.

18. Farmer, S.F.; Swash, M.; Ingram, D.A.; Stephens, J.A. "Changes in motor unit synchronization following central nervous lesions in man". *J Physiol. Apr*; 463:83-105. 1993.
19. Feiereisen, P. Duchateau, J. Hainaut, K. "Motor unit recruitment order during voluntary and electrically induced contractions in the tibialis anterior". *Exp Brain Res. Mar*; 114(1):117-23. 1997.
20. Gandevia, S. C.; Proske, U.; Stuart, D.G. "Sensorimotor Control of Movement and Posture. *Advances in Experimental Medicine and Biology*". Editorial Academic/Plenum Publishers, New York. Vol. 508. p. 171. 2002.
21. Georgopoulos, A.P.; Kettner, R.E.; Schwartz, A.B. "Primate motor cortex and free arm movements to visual targets in three-dimensional space. II. Coding of the direction of movement by a neuronal population". *J Neurosci. Aug*;8(8):2928-37. 1988
22. Goldberg, L.J., and Derfler, B. "Relationship among recruitment order, spike amplitude, and twitch tension of single motor units in human masseter muscle". *J Neurophysiol* 40, 879-890. 1977."

23. Gordon, T.; Thomas, C.K.; Munson, J.B.; Stein, R.B. "The resilience of the size principle in the organization of motor unit properties in normal and reinnervated adult skeletal muscles". *Can. J. Physiol. Pharmacol.*82:645-661. 2004.
24. Gydikov, A. and Kosarov, D. "Some features of different motor units in human biceps brachii". *Pflugers. Arch* 347, 75-88. 1974.
25. Hatze, H.; Buys, J.D. "Energy-Optimal controls in the Mammalian Neuromuscular system. *Biol. Cybernetics*. Jul. 8;27(1):9-20. 1977.
26. Henneman E. "Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge". *Science* 126:1345-1347. 1957
27. Henneman, E. and Mendell, I. M. "Functional organization of motoneuron pool and its inputs. In *Handbook of Physiology*". The Nervous System, Sect. 1, vol. II, ed. BROOKS, V., pp. 423-507. Bethesda, MD: American Physiological Society.29.1981.
28. Hernández, R.; Fernández, C.; Baptista, P. "Metodología de la Investigación". Cuarta Edición. Ed. McGraw Hill. 2006
29. Kettner, R.E.; Schwartz, A.B.; Georgopoulos, A.P. "Primate motor cortex and free arm movements to visual targets in three-dimensional space. III. Positional

gradients and population coding of movement direction from various movement origins". J Neurosci. Aug;8(8):2938-47, 1988.

30. Latash, M.L. "Evolution of Motor Control: From Reflexes and Motor Programs to the Equilibrium-Point Hypothesis". J Hum Kinet. 1;19(19):3-24, 2008.

31. Lefever, R.S. and De Luca, C.J. "A procedure for decomposing the myoelectric signal into its constituent action potentials. I. Technique, theory, and implementation". IEEE Trans Biomed Eng. 29:149-57. 1982.

32. Linnamo, V.; Moritani, T.; Nicol, C.; Komi, P.V. "Motor Unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels". J. Electromyogr Kinesiol. Feb; 13(1): 93-101. 2003.

33. Macefield, G.; Hagbarth, K.E.; Gorman, R.; Gandevia, S.C.; Burke, D. "Decline in spindle support to alpha-motoneurons during sustained voluntary contractions". J. Physiol 440, 497-512. 1991.

34. McGill, K.C.; Cummins, K.L.; Dorfman, L.J. "Automatic decomposition of the clinical electromyogram". IEEE Trans Biomed Eng;32:470-7. 1985.

35. McGill, K.C.; Lateva, Z.C.; Marateb, H R. "EMGLAB: an interactive EMG decomposition program". J Neurosci Methods. Dec 15; 149(2):121-33. 2005.

36. Merletti, R. and Parker, P. "Electromyography. Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications". Wiley-Interscience. IEEE. New Jersey. 2004.
37. Moritz, C.T.; Barry, B.K.; Pascoe, M.A. and Enoka, R.M. "Discharge rate variability influences the variation in force fluctuations across the working range of a hand muscle". J Neurophysiol. 93: 2449-2459. 2005b.
38. Nawab, H.; Chang, S.; De Luca, C.J. "High-yield Decomposition of Surface EMG Signals". Clin Neurophysiol. Oct;121(10):1602-15. 2010.
39. Nawab, S.H.; Wotiz, R. and De Luca, C.J. "Improved resolution of pulse superpositions in a knowledge-based system for EMG decomposition". Proc 26th Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, San Francisco, CA, Sep. p. 69-71. 2004a.
40. Oya, T.; Riek, S.; Cresswell, A.G. Recruitment and rate coding organisation for soleus motor units across entire range of voluntary isometric plantar flexions". J Physiol. Oct 1;587(Pt 19):4737-48. 2009.
41. Perotto, A.O. "Anatomical Guide For The Electromyographer: The Limbs And Trunk". Fourth Edition. Charles C. Thomas. Publisher, Ltd. P. 88-89. 2005.

42. Riley, Z.A.; Maerz, A.H.; Litsey, J.C.; Enoka, R.M. "Motor unit recruitment in human biceps brachii during sustained voluntary contractions". *J Physiol.* Apr 15;586(8):2183-93. 2008.
43. Rudroff, T.; Jordan K.; Enoka J.; Matthews S.; Baudry S.; Enoka R. "Discharge of biceps brachii motor units is modulated by load compliance and forearm posture". *Exp Brain Res* 202:111-120. 2010.
44. Schwartz, A.B.; Kettner, R.E.; Georgopoulos, A.P. "Primate motor cortex and free arm movements to visual targets in three-dimensional space. I. Relations between single cell discharge and direction of movement". *J Neurosci.* Aug;8(8):2913-27. 1988.
45. Van Cutsem, M.; Duchateau, J. "Preceding muscle activity influences motor unit discharge and rate of torque development during ballistic contractions in humans". *J Physiol.* Jan 15;562(Pt 2):635-44. 2005.
46. Van Cutsem, M.; Duchateau, J.; Hainaut K. "Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans". *J Physiol.* Nov 15; 513 (Pt1):295-305. 1998.
47. Westgaard, R.H.; De Luca, C.J. "Motor Control of Low-Threshold Motor Units in the Human Trapezius Muscle". *J. Neurophysiol.* Apr; 85:1777-1781. 2001.

48. Zennaro, D.; Wellig, P.; Koch, V.M.; Moschytz, G.S.; Laubli, T. "A software package for the decomposition of long-term multichannel EMG signals using wavelet coefficients". *IEEE Trans Biomed Eng.* 50: 58-69. 2003.

ANEXOS VIII

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Nombre del Investigador principal: Alejandra Budinich Almarza, Universidad de Chile

Director de Tesis: Rony Silvestre, Universidad Mayor

Teléfonos: 92220382

Lo estamos invitando a participar en el proyecto de investigación **“Influencia de la Velocidad de Contracción Muscular sobre la Estrategia de Reclutamiento de Unidades Motoras durante Contracciones Isométricas Submáximas de Fuerza Variable, en el Bíceps Braquial Humano”**, realizado por la investigadora principal, quien es alumna del programa de Magíster en Ciencias Biológicas de la Escuela de Postgrado de la Facultad de Medicina de la Universidad De Chile.

Esta investigación tiene por objetivo detectar como el sistema nervioso controla las contracciones estáticas realizadas a distintas velocidades de contracción. El estudio incluirá a un número total de 20 voluntarios, que asisten a la Facultad de Medicina de la Universidad Mayor.

Si Ud. acepta participar en este proyecto como voluntario, será sometido, por un día a los siguientes procedimientos: se entregará un consentimiento para su lectura y comprensión, el cual deberá ser firmado por Ud. A continuación se le explicará la prueba que deberá realizar mediante un sistema de adquisición de fuerza, una vez aprendido se ubicará en el músculo bíceps el electrodo que detectará la actividad de ese músculo. Esto será realizado con la ayuda de una aguja de 30mm de espesor que será insertada con una profundidad de 2-3 cm en el músculo. Luego la aguja es inmediatamente retirada dejando solo el electrodo de cable en el interior. A continuación se le pedirá que realice una flexión de codo mantenida incrementando la fuerza a distintas velocidades.

La introducción del electrodo puede acompañarse de los siguientes efectos indeseados: dolor durante y posterior a la ubicación de la aguja y hematoma leve, en la región de ubicación del electrodo. Cualquier otro efecto que Ud. considera que puede derivarse de este procedimiento deberá comunicarlo a Alejandra Budinich Almarza al teléfono 92220382 quien lo asistirá en el debido caso.

Los materiales en el estudio (*electrodo y equipo electromiógrafo*) serán proporcionados por la investigadora principal y por el Centro de Estudios del Movimiento Humano (CEMH) de la Universidad Mayor sin costo alguno para Ud. durante el desarrollo de este proyecto.

Cabe mencionar que este estudio no le traerá a Ud. beneficio alguno.

Ud. puede no participar si así lo decide. Existen otros métodos alternativos de evaluación como son los electrodos superficiales, pero estos no son válidos para realizar el análisis que la investigadora requiere.

Ud. no recibirá ninguna compensación económica por su participación en el estudio.

Toda la información derivada de su participación en este estudio será conservada en forma de estricta confidencialidad, lo que incluye el acceso de los investigadores o agencias supervisoras de

la investigación. Cualquier publicación o comunicación científica de los resultados de la investigación será completamente anónima.

Ud. será informada si durante el desarrollo de la prueba surgen nuevos conocimientos o complicaciones que puedan afectar su voluntad de continuar participando en la investigación.

Su participación en esta investigación es totalmente voluntaria y se puede retirar en cualquier momento comunicándolo al investigador. De igual manera el investigador podrá determinar su retiro del estudio si consideran que esa decisión va en su beneficio.

En el improbable caso de que Ud. presente complicaciones directamente dependientes de la introducción del electrodo, Ud. recibirá el tratamiento completo de dicha complicación, patrocinado por el CEMH y por Alejandra Budinich A., y sin costo alguno para Ud. o su sistema previsional.

Si Ud. requiere cualquier otra información sobre su participación en este estudio puede llamar a: Investigador: Alejandra Budinich A. Teléfono celular: 2220382

Conclusión:

Después de haber recibido y comprendido la información de este documento y de haber podido aclarar todas mis dudas, otorgo mi consentimiento para participar en el proyecto *"Influencia de la velocidad de contracción en la estrategia de reclutamiento de unidades motoras durante contracciones estáticas"*

_____ Nombre del sujeto	_____ Firma	_____ Fecha
_____ Nombre de informante	_____ Firma	_____ Fecha
Alejandra Budinich A. Nombre del investigador	_____ Firma	_____ Fecha

Si se trata de un paciente incompetente, registrar nombre del paciente y de su apoderado.