



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E
INVESTIGACIÓN
SECRETARIA DE SALUD
INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN
Luis Guillermo Ibarra Ibarra
ESPECIALIDAD EN:
MEDICINA DE REHABILITACIÓN

*Comparación de la actividad muscular mediante
electromiografía de superficie en pacientes con
amputación transradial secundaria a traumatismo
o quemadura eléctrica.*

T E S I S
PARA OBTENER EL GRADO DE
MÉDICO ESPECIALISTA EN:
MEDICINA DE REHABILITACIÓN

P R E S E N T A:

Marco Antonio De la Torre Larios

PROFESOR TITULAR
Dr. Roberto Coronado Zarco

DIRECTOR DE TESIS
D. en C. Ivett Quiñones Urióstegui
ASESORES DE TESIS
Dra. Irma Guadalupe Espinosa Jove
D. en C. Arturo González Mendoza

Ciudad de México

Junio 2023



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dr. Roberto Coronado Zarco

PROFESOR TITULAR

D. en C. Ivett Quiñones Urióstegui

DIRECTOR DE TESIS

Dra. Irma Guadalupe Espinosa Jove

ASESOR DE TESIS

D. en C. Arturo González Mendoza

ASESOR DE TESIS

DRA. MATILDE L. ENRÍQUEZ SANDOVAL
DIRECTORA DE EDUCACIÓN EN SALUD

DR. HUMBERTO VARGAS FLORES
SUBDIRECCIÓN DE EDUCACIÓN MÉDICA

DR. ROGELIO SANDOVAL VEGA GIL
JEFE DEL SERVICIO DE EDUCACIÓN MÉDICA DE
POSGRADO

Dedicado a toda mi familia, quienes han sido mi fuente de amor y apoyo a lo largo de mi vida. También quiero dedicar este trabajo a mi novia, amigos y seres queridos, quienes me han brindado su apoyo incondicional en cada paso de este camino.

Agradezco a la Dra. Quiñones por su guía, paciencia y motivación durante el proceso de investigación. Sus conocimientos y sugerencias fueron de gran ayuda para el desarrollo de este trabajo.

También quiero agradecer al Dr. González y la Dra. Espinosa por su contribución y asesoramiento en esta tesis. Sus comentarios y recomendaciones han mejorado significativamente la calidad de este proyecto.

No puedo dejar de mencionar a todas las personas que participaron en la recolección de datos y que brindaron su tiempo y colaboración para que este estudio fuera posible.

A todos ustedes, mi más sincero agradecimiento.

ÍNDICE

RESUMEN	1
INTRODUCCIÓN	3
OBJETIVOS	4
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	5
HIPÓTESIS	5
MARCO TEÓRICO	6
JUSTIFICACIÓN	17
METODOLOGÍA	18
I. Población de estudio:.....	18
II. Tipo de estudio:.....	18
III. Criterios de selección:	18
IV. Tamaño de la muestra	19
V. Descripción de variables de estudio	20
VI. Procedimiento	25
Valoración clínica	25
Colocación de electrodos de superficie	26
Adquisición y procesamiento de la señal	26
VII. Análisis estadístico	30
RESULTADOS	31
DISCUSIÓN.....	44

CONCLUSIONES	49
BIBLIOGRAFÍA.....	50

RESUMEN

Introducción: Los usuarios de prótesis mioeléctricas pueden encontrar dificultades al controlar y utilizar sus prótesis. En particular, los pacientes con antecedente de quemadura eléctrica tienden a experimentar mayores dificultades en comparación con aquellos que tienen una amputación de origen traumático. **Objetivo:** Evaluar las diferencias que existen, dependiendo de la etiología de la amputación, en el registro de la actividad muscular en los músculos del muñón. **Materiales y métodos:** Se realizó la medición de señales de electromiografía de superficie (sEMG) de pacientes con amputación transradial debido a quemadura eléctrica y de etiología traumática mientras realizaban contracciones con los músculos extensores y flexores de la muñeca para conseguir un objetivo dentro de una aplicación de computadora que simulaba la activación de un switch generando una señal cuadrada de referencia, se solicitó a cada participante que realizara al menos cinco contracciones del músculo a evaluar. Después de la recolección de datos, se normalizó la envolvente de la señal de sEMG utilizando la fuerza isométrica máxima del usuario. Se analizaron un total de 163 métricas por cada participante. Para identificar las métricas más

relevantes en relación con la etiología de la amputación, se utilizó un algoritmo de regresión iterativa donde se seleccionaron las métricas con una mayor relación con la etiología y se evaluaron individualmente. **Resultados:** Se identificó que la longitud del muñón tiene una alta relación con la etiología de la amputación, donde el muñón de los pacientes amputados por quemadura eléctrica tiende a ser más corto. Las variables vinculadas con la sEMG como el ancho de banda y la relación señal-ruido también se vieron aumentadas en los pacientes amputados, así como también la potencia de ancho de banda de los músculos proximales al nivel de la amputación, en pacientes con antecedente de quemadura eléctrica. **Discusión:** De acuerdo con los resultados obtenidos en este trabajo, se puede identificar que las métricas de las señales de sEMG de los pacientes amputados difieren de las de los individuos sanos en el dominio de la frecuencia. Específicamente, se observaron diferencias en las métricas de señal-ruido, ancho de banda y potencia de ancho de banda, lo que coincide con algunos de los resultados reportados por Campbell. **Conclusiones:** En este trabajo se ha determinado que sí existen diferencias en la señal de sEMG de sujetos sanos y con amputación transradial

principalmente en las características del dominio de la frecuencia. Asimismo, fue posible identificar diferencias entre las etiologías de quemadura eléctrica y traumática en esas mismas variables.

Palabras clave: Amputación transradial, quemadura eléctrica, traumatismo, electromiografía de superficie, ancho de banda, relación señal-ruido.

INTRODUCCIÓN

Durante el desarrollo del proyecto de investigación "Mano robótica, fase II" en el Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra (INRLGII), se evaluaron cinco diferentes modelos de manos robóticas nacionales, en todas ellas la activación debía hacerse a través de un switch con electromiografía de superficie (sEMG), para dicha evaluación se reclutaron pacientes con amputación transradial y ahí se hizo evidente la capacidad funcional de dichos pacientes para activar una mano robótica utilizando sEMG. Uno de los hallazgos fue que se observó que los pacientes con antecedente de amputación secundaria a quemadura eléctrica presentaban una mayor dificultad para lograr la activación de la prótesis

mioeléctrica en comparación con aquellos pacientes cuya amputación era de etiología traumática.

Este hallazgo nos llevó a plantear la pregunta de investigación de si existe una posible diferencia en la actividad muscular en los músculos del muñón, dependiendo de la etiología de la amputación. Para abordar esta cuestión, se llevó a cabo una ampliación del proyecto mediante un estudio observacional, transversal, comparativo entre grupos etiológicos y un grupo de control sano, donde se analizó la activación muscular utilizando sEMG en pacientes con amputación transradial. Se incluyeron pacientes de cualquier género y edad del INRLGII, con diagnóstico de amputación transradial secundaria a quemadura eléctrica y de etiología traumática.

OBJETIVOS

Objetivo general

Evaluar las diferencias que existen, dependiendo de la etiología de la amputación, en el registro de la actividad muscular en los músculos del muñón.

Objetivos específicos:

- Analizar el umbral de activación de los músculos flexores y extensores de la muñeca en pacientes con amputación transradial mediante sEMG.
- Comparar el umbral de activación de los grupos musculares flexores y extensores de la muñeca entre pacientes con amputación transradial secundaria a quemadura eléctrica y pacientes con amputación transradial de origen traumático.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿Existen diferencias en la señal de sEMG de los músculos flexores y extensores de la muñeca, así como bíceps y tríceps de pacientes con amputación transradial secundaria a quemadura eléctrica o traumática?

HIPÓTESIS

Se espera que los pacientes con amputación transradial secundaria a quemadura eléctrica presenten un cambio en la frecuencia en la activación muscular, medida a través de sEMG,

en comparación con los pacientes con amputación transradial de etiología traumática.

MARCO TEÓRICO

Generalidades

Una amputación se define como la extirpación quirúrgica de una parte del cuerpo, como puede ser una extremidad o parte de ella (1,2).

La Organización Mundial de la Salud y la Sociedad Internacional de Órtesis y Prótesis reportaron que el 0.5% de la población mundial requiere de un sistema protésico u ortésico. Tras la amputación de una extremidad superior, la mayoría de los pacientes requieren de un dispositivo protésico (3).

Según las cifras del INEGI (2010) en México existían 785,000 personas con amputación y diversas fuentes indican que el número total de amputados en el 2014 era de alrededor de 935,000. Durante 2014 se registraron 2,179 amputaciones traumáticas, de éstas 74.5% correspondió a hombres y el restante 25.5% a mujeres, evidenciando una relación de 3:1. De

acuerdo con la región del cuerpo afectada, 75% fue de extremidades superiores y 22.4% de extremidades inferiores. Con base en los grupos de edad, los adultos entre 20 y 39 años son los más afectados y representan el 30.1% de estas lesiones (4).

La amputación de la extremidad superior es una opción de tratamiento aceptada para traumatismos agudos o secuelas de lesiones traumáticas, infecciones crónicas, tumores óseos o de tejidos blandos (5). Dentro de las causas más importantes de amputación de extremidad superior podemos encontrar las que son secundarias a una quemadura eléctrica. Las quemaduras eléctricas son un tipo grave de lesión que generalmente son ocasionadas por el contacto con cables de alta tensión (>1000 V). Durante esta lesión es típico que se produzca un daño muscular profundo que no puede evaluarse inicialmente de modo preciso (6).

Después de una amputación de extremidad superior, la persona utiliza el muñón para interactuar con su entorno, incluso cuando no se utiliza una prótesis. Por esta razón, generalmente se

considera que un muñón más largo produce mejores resultados en la mayoría de las situaciones. Aunque la lesión específica puede determinar el nivel de amputación, es crucial que el cirujano esté familiarizado con los requisitos y capacidades de las prótesis correspondientes a cada nivel de amputación cuando existe la oportunidad de preservar la longitud del muñón. Sin embargo, adaptar una prótesis a un muñón puede ser un desafío incluso en las mejores circunstancias, especialmente cuando el muñón presenta una forma irregular debido a la cobertura del colgajo (7).

Técnicas quirúrgicas

La estabilización de los músculos y tendones del muñón es crucial para el uso exitoso de la prótesis. Se utilizan diferentes técnicas quirúrgicas, como la miodesis, la mioplastia y las técnicas miofasciales, para lograr esta estabilización. La miodesis sutura directamente el músculo residual y su fascia al hueso, proporcionando la estabilidad más estructural. La mioplastia, por otro lado, consiste en suturar un músculo residual a su antagonista sobre el hueso para crear tensión fisiológica. En cuanto a la reconstrucción miofascial, se suturan juntos el

músculo residual y su fascia, aunque es la opción menos estable. Es importante establecer una tensión adecuada en el momento de la miodesis o mioplastia para evitar la retracción y mejorar la calidad de la señal para el control de una prótesis mioeléctrica. Aunque no hay evidencia sólida que respalde la superioridad de la miodesis sobre la mioplastia, se recomienda realizar una de estas técnicas en todas las amputaciones de extremidades superiores para prevenir complicaciones como la formación de bursas dolorosas o la exposición de huesos prominentes. Además, la mioplastia de los músculos antagonistas puede interferir con la detección de la señal mioeléctrica al provocar contracciones involuntarias simultáneas (7).

No se han elucidado predictores precisos de los resultados después de un traumatismo grave en la extremidad superior. Si bien se han desarrollado puntajes de gravedad para la extremidad inferior traumatizada, su aplicación a la extremidad superior ha sido equívoca y no ha demostrado ser eficaz de manera consistente. De hecho, las consideraciones de salvamento de la extremidad difieren considerablemente entre las extremidades superiores e inferiores. Una consideración

importante es la gran diferencia en las capacidades funcionales entre una mano normal y una prótesis, a pesar de todos los avances modernos en el diseño de prótesis (8).

Niveles de amputación

En 1974, el Grupo de trabajo sobre la estandarización de la terminología protésica y ortésica desarrolló un sistema de clasificación internacional para definir los niveles de amputación. En el caso de la extremidad superior podemos identificar los siguientes niveles: interescapulotorácica, desarticulación de hombro, transhumeral, desarticulación de codo, transradial, desarticulación de mano/muñeca, transcarpal y transmetacarpiana (9).

La amputación transradial es la amputación más común de la extremidad superior (10) y representa 8% del total de las amputaciones. Cuando se realiza, es deseable conservar la mayor longitud de la extremidad superior, sin embargo, se puede dejar un muñón corto incluso de 4 a 5 cm en sentido distal al codo con conservación de la articulación, pudiendo mantener

así una funcionalidad adecuada en caso de utilizar un dispositivo protésico (11).

Tipos de prótesis

La elección del dispositivo protésico depende de muchos factores como la ocupación, el estilo de vida y los deseos estéticos del paciente por lo que debe de considerarse de forma individualizada (12). Existen tres tipos de prótesis disponibles para personas con amputación de extremidad superior: prótesis cosméticas, las cuales están diseñadas principalmente para restaurar la apariencia y la simetría; prótesis mecánicas, que pueden ser impulsadas por el cuerpo mediante el uso de un arnés y cables, y prótesis alimentadas eléctricamente mediante baterías recargables como son las prótesis mioeléctricas (13).

Prótesis mioeléctricas

Las prótesis mioeléctricas se utilizan para restaurar o mejorar la función deteriorada del brazo y la mano, permitiendo a las personas con amputación de miembros superiores realizar de manera independiente las actividades de la vida diaria. Los encajes de las prótesis mioeléctricas suelen estar diseñados con

dos electrodos bipolares, ubicados en los músculos extensores y flexores, respectivamente, para controlar la apertura y el cierre de la prótesis. Se requieren dos señales para controlar la acción del interruptor en el dispositivo terminal. Una señal se utiliza para abrir el dispositivo, mientras que la otra se emplea para cerrarlo (14-16).

El control de la prótesis mioeléctrica está muy influenciado por la condición del muñón del usuario, ya que el desequilibrio de la contracción muscular o el daño neuronal impiden la co-contracción; requiriendo un entrenamiento de los músculos para dominar esta habilidad (17).

A pesar de los avances tecnológicos, el control de las prótesis mioeléctricas sigue siendo un desafío, lo que lleva al rechazo del usuario hacia el dispositivo, conduciendo a lesiones asociadas por un uso excesivo de la extremidad intacta (13). Estudios previos sobre prótesis de miembros superiores han evaluado los factores que influyen en su uso. En una revisión realizada por Biddiss y Chau, se encontró que la mayoría de los estudios se enfocaron en factores personales, como la edad, el sexo, el nivel

de deficiencia y la causa de la amputación. Sin embargo, también se identificaron otras posibles explicaciones para el uso o desuso de una prótesis, como las actitudes de familiares, amigos y compañeros de trabajo, el momento de la colocación de la prótesis, el mismo dispositivo técnico, así como el apoyo médico y la capacitación proporcionada (18). Los usuarios de prótesis a menudo refieren la limitación de la destreza como la razón principal para abandonar su uso (9).

Electromiografía de superficie

La sEMG es una técnica que permite evaluar la actividad muscular a través del registro de las señales eléctricas generadas por los músculos. Con esta técnica, se puede obtener información precisa sobre la función muscular e identificar posibles alteraciones o anomalías en la contracción muscular. Se requiere más de un electrodo ya que la técnica evalúa la actividad muscular a través de la medición de la diferencia de potencial eléctrico (diferencia de voltaje) entre dos puntos separados (19). Existen numerosas técnicas de procesamiento de señales que se han utilizado para estimar la amplitud de la señal, incluido el promedio, el filtrado, el uso de

la señal integrada, así como la rectificación y el cálculo del valor de la raíz media cuadrática (RMS) (20).

La capacidad de controlar la amplitud de la señal sEMG utilizando la musculatura del muñón se puede medir mediante la realización de una serie de tareas de seguimiento continuo de la señal. Hay dos tipos principales de tareas de seguimiento: estáticas y dinámicas. Para una tarea de seguimiento estático, se requiere que el sujeto haga coincidir su señal sEMG con la amplitud del objetivo (21), mientras que una tarea de seguimiento dinámico consiste en modular la amplitud de la señal sEMG para que coincida con un objetivo en movimiento (22).

Existen varios factores fisiológicos que pueden afectar el número o la calidad de las señales electromiográficas interpretadas por los electrodos de superficie, como la fatiga muscular, el espesor del cojín de tejidos blandos y la sudoración. Además, el cambio en la posición de la extremidad y los artefactos de movimiento pueden dificultar la discriminación entre las descargas musculares de los músculos adyacentes, lo que afecta la

precisión de los resultados. Sin embargo, se han desarrollado técnicas específicas de colocación de electrodos y pruebas funcionales que ayudan a minimizar estas limitaciones y proporcionan exámenes más confiables y precisos. Estos avances permiten una evaluación más exhaustiva y precisa de la actividad muscular (23,24).

Ubicación de electrodos

La adecuada adquisición de las señales requiere una colocación ideal de los electrodos en el muñón para garantizar que el participante pueda rendir al máximo de su capacidad. Esta colocación ideal requiere que el electrodo se coloque en la ubicación óptima, con la ganancia óptima y un buen contacto con la piel (13). La ubicación ideal de los electrodos debe ser sobre un grupo de músculos controlados de forma independiente, de tal forma que se limite la señal eléctrica de la musculatura cercana. Los ejemplos incluyen al grupo de músculos flexores y extensores de la muñeca para una persona con amputación transradial, los músculos bíceps braquial y tríceps braquial para una persona con amputación transhumeral

y los músculos pectoral mayor e infraespinoso para una persona con amputación por desarticulación del hombro (12).

Los músculos flexores y extensores de la muñeca son dos grupos musculares que controlan el movimiento de la articulación de la muñeca. Los músculos flexores se encuentran ubicados en la cara anterior del antebrazo e incluyen al flexor radial del carpo, al flexor cubital del carpo y al palmar largo. Estos músculos se originan en los huesos del antebrazo y se insertan en los huesos de la mano, lo que les permite producir la flexión de la muñeca cuando se contraen. Por su parte los músculos extensores se encuentran en la parte posterior del antebrazo e incluyen al extensor radial largo y corto del carpo, y al extensor ulnar del carpo. Su origen es en los huesos del antebrazo y su inserción se ubica en los huesos de la mano, con lo que producen la extensión de la muñeca al contraerse (25,26).

Es importante mencionar que la posición del músculo es diferente en cada individuo y su ubicación puede cambiar dependiendo de la manipulación realizada durante la amputación. Además, al no utilizar un músculo, se puede

producir una atrofia muscular. Por lo tanto, se requiere mucho tiempo para determinar el punto exacto en el que se puede captar la señal mioeléctrica (16).

JUSTIFICACIÓN

La evaluación de la señal de sEMG en pacientes con amputación transradial permite estimar la función de los músculos del muñón al proporcionar información sobre su capacidad para generar fuerza y contracción. Asimismo, identifica y cuantifica el daño de los tejidos en el caso de amputaciones causadas por quemadura eléctrica u otras etiologías donde el daño puede variar significativamente. Su estudio también permite identificar si un paciente es apto o no para utilizar una prótesis de activación mediante señales de sEMG, como son las prótesis mioeléctricas.

Por lo anterior se justifica la realización de este proyecto ya que la sEMG puede brindar información valiosa a los médicos en la evaluación y el manejo de pacientes con amputación transradial, lo que la convierte en una herramienta útil en el proceso de rehabilitación.

METODOLOGÍA

I. Población de estudio:

Para el presente estudio se consideraron todos los pacientes del INRLGII con diagnóstico de amputación transradial por quemadura eléctrica y de etiología traumática. Se captó la muestra a través del área de consulta externa del servicio de Rehabilitación de Amputados de la División de Rehabilitación Ortopédica en un periodo del año 2013 al 2023.

II. Tipo de estudio:

Observacional, transversal, comparativo entre grupos etiológicos y un grupo de control sano.

III. Criterios de selección:

- Criterios de inclusión: Pacientes con diagnóstico de amputación transradial sin importar el tiempo de evolución, mayores de 18 años, sexo indistinto, que hayan firmado la carta de consentimiento informado.

- Criterios de exclusión: Pacientes que padezcan de alguna otra patología asociada que impidiera la realización de la prueba, que no fueran capaces de seguir instrucciones.
- Criterios de eliminación: Pacientes que no firmaran la carta de consentimiento informado, que no completen la prueba.

IV. Tamaño de la muestra

Se realizó un muestreo por conveniencia, no probabilística y no aleatoria, debido a la disponibilidad de los pacientes con amputación transradial. El estudio se realizó con un total de 15 pacientes, de los cuales 5 eran mujeres y 10 eran hombres.

Para el grupo de pacientes con antecedente de quemadura eléctrica, se incluyeron 5 pacientes (1 mujer y 4 hombres) con un rango de edad de 18 a 67 años. Se realizaron mediciones en 4 muñones transradiales derechos, 3 muñones transradiales izquierdos y 1 muñón transhumeral izquierdo.

Para el grupo de pacientes con amputación de etiología traumática, se contó con la participación de 5 pacientes (2 mujeres y 3 hombres) con un rango de edad de 26 a 64 años. Se realizaron mediciones en 4 muñones transradiales derechos y 1 muñón transradial izquierdo.

El grupo control consistió en 5 pacientes sin amputación (2 mujeres y 3 hombres) con un rango de edad de 27 a 58 años.

V. Descripción de variables de estudio

A continuación, en la Tabla 1 se muestran las variables de estudio, siendo las variables que se obtienen de la señal de sEMG las relevantes para encontrar diferencias entre las distintas etiologías. Las variables de frecuencia de la señal de sEMG tienen relación con la calidad de la señal que el individuo es capaz de generar y las de amplitud de la señal si es capaz de lograr llegar a un umbral establecido para activar un switch de sEMG.

Tabla 1. Descripción de variables de estudio

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Escala de medición	Unidad/valores
Lateralidad de la amputación	Lateralidad del segmento corporal amputado	Si la amputación fue derecha, izquierda o bilateral	Cualitativa politómica	1: Amputación transradial derecha 2: Amputación transradial izquierda 3: Amputación transradial bilateral
Etiología de la amputación	Causa de la amputación	Si la amputación fue secundaria a quemadura eléctrica o a cualquier traumatismo no asociado a quemadura eléctrica	Cualitativa dicotómica	1: Quemadura eléctrica 2: Traumática
Tiempo de evolución de la amputación	Años transcurridos desde la fecha de amputación	Años transcurridos desde la fecha de amputación	Cuantitativa discreta	Años
Uso de prótesis mecánica	Uso previo de una prótesis mecánica de extremidad superior	Si el paciente utilizaba y dominaba previamente una prótesis	Cualitativa dicotómica	1: Sí 2: No

		mecánica de extremidad superior		
Tiempo de uso de la prótesis	Tiempo de uso diario de la prótesis	Número de horas al día que el paciente utiliza los dispositivos protésicos	Cuantitativa	Horas
Morfología del muñón	Aspecto que tiene el segmento distal de la extremidad amputada	Forma geométrica del muñón	Cualitativa politómica	1: Cónico 2: Cilíndrico 3: Cuadrangular 4: Bulboso 5: Irregular
Consistencia del muñón	Sensación a la palpación	Característica de los tejidos blandos del muñón a la palpación	Cualitativa politómica	1: Flácido 2: Firme
Longitud del muñón	Distancia en centímetros medida desde el olécranon hasta el borde distal del muñón	Corto: longitud menor a un tercio de la distancia del segmento contralateral Medio: longitud entre uno a dos tercios de la distancia del segmento contralateral	Cualitativa politómica ordinal	1: Corto 2: Medio 3: Largo

		Largo: longitud mayor a dos tercios de la distancia del segmento contralateral		
Espesor del cojín de tejidos blandos	Espesor en centímetros del cojín de tejidos blandos	Distancia en centímetros medida desde el borde óseo hasta el borde del muñón	Cuantitativa continua	Centímetros
Amplitud de señal	Amplitud de la señal captada por los electrodos de superficie	Amplitud del potencial de acción de la fibra muscular	Cuantitativa continua	Milivolts
Frecuencia	Duración de la señal captada por los electrodos de superficie	Duración del potencial acción de la fibra muscular	Cuantitativa continua	Segundos
Ancho de banda	Rango de frecuencias presentes en la señal de sEMG	Diferencia entre la frecuencia máxima y la frecuencia mínima presentes en la señal de sEMG.	Continua positiva	Hertz (Hz)
Relación señal-ruido	Proporción entre la	La relación señal-ruido en sEMG se	Proporción	Decibeles (dB)

	<p>amplitud o intensidad de la señal de sEMG y el nivel de ruido presente en la señal registrada.</p>	<p>calcula dividiendo la amplitud promedio de la señal de sEMG por la desviación estándar del ruido presente en la señal registrada.</p>		
<p>Potencia de ancho de banda</p>	<p>Cantidad de energía contenida en la señal de sEMG dentro de un rango específico de frecuencias.</p>	<p>La potencia de ancho de banda en sEMG se calcula mediante la descomposición de la señal de sEMG en el dominio de la frecuencia. Se determina la cantidad de energía presente en un rango de frecuencias predefinido.</p>	<p>Energía por frecuencia</p>	<p>Watts sobre Hertz (W/Hz)</p>

VI. Procedimiento

Valoración clínica

Se contactó vía telefónica a los pacientes para invitarlos a participar en el protocolo de estudio, se les explicó en qué consistía y fueron citados al laboratorio de Análisis de Movimiento e Ingeniería de Rehabilitación del INRLGII. Previa firma de consentimiento informado se realizó una exploración física dirigida de extremidades superiores donde se valoró la lateralidad, morfología, consistencia y longitud del muñón, se realizaron las mediciones de longitud de brazo, antebrazo, el espesor del cojín de tejidos blandos, la perimetría del bíceps en reposo y en contracción, se valoró la fuerza muscular según la escala del Medical Research Council (MRC) de los músculos flexores de muñeca (flexor radial del carpo, flexor cubital del carpo y palmar largo) y extensores de muñeca (extensor radial largo y corto del carpo, y el extensor ulnar del carpo), que para fines de este estudio se agruparon como uno solo de acuerdo a su función; también se valoró la fuerza del músculo bíceps y tríceps braquial.

Colocación de electrodos de superficie

Previa limpieza con alcohol se colocaron dos electrodos de superficie en los puntos motores de los grupos musculares flexores y extensores de muñeca, así como en los puntos motores de los músculos bíceps y tríceps braquial, siguiendo las recomendaciones de colocación de electrodos del proyecto SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) (Figura 3. Recuadro amarillo).

Adquisición y procesamiento de la señal

Las señales de electromiografía fueron obtenidas con el sensor Shimmer 3 (Figura 3. Recuadro amarillo) y con un software desarrollado en el laboratorio de Análisis de Movimiento e Ingeniería de Rehabilitación del INRLGII.

La señal de sEMG fue muestreada a una frecuencia de 512Hz, y con la finalidad de eliminar artefactos generados por el movimiento del usuario, se utilizó un filtro pasa-altas tipo butterworth con una frecuencia de corte (F_c) $F_c=5\text{Hz}$

sobre la señal de sEMG como se puede observar en la Figura 1.

Para obtener la envolvente de la señal de electromiografía, primero se rectificó la señal de sEMG, y en ventanas de 150 ms se obtuvo la media cuadrática, mejor conocida como RMS (Ecuación 1). La envolvente de la señal de sEMG obtenida se puede apreciar en la Figura 2 (línea verde).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_i^N x_i^2}$$

Ecuación 1. Media cuadrática.

Para la recolección de datos, se llevó a cabo la normalización de la envolvente de la señal de sEMG en relación con la fuerza máxima del usuario. Una vez que la envolvente de la señal fue normalizada, se generó una señal cuadrada de referencia con un periodo de 5 segundos (Figura 2, Línea azul; Figura 3, Flecha roja). Posteriormente se solicitó al sujeto de prueba que realizara al menos cinco contracciones

del músculo a evaluar, a intensidades del 80%, 60%, 40% y 20% de la máxima señal de sEMG normalizada. La Figura 2 muestra la señal cuadrada de referencia y el seguimiento de la envolvente de la señal de sEMG normalizada.

Una vez recolectadas las señales de sEMG de los músculos evaluados, se les aplicaron las siguientes métricas del dominio de tiempo y de frecuencia (27).

- Promedio de la señal (Ecuación 2).

$$Promedio = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_i^N x_i}$$

- Factor de forma de la señal (Ecuación 3).

$$Factor\ de\ forma = \frac{RMS}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|}$$

- Desviación estándar de la señal (Ecuación 4).

$$Desviación\ estándar = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - Promedio)^2}{N}}$$

- RMS definido previamente en la Ecuación 1. Pero aplicado sobre la señal de sEMG filtrada.

- Factor Cresta (Ecuación 5).

$$\text{Factor Cresta} = \frac{\text{Valor pico absoluto}}{\text{RMS}}$$

- Valor pico absoluto (Ecuación 6).

$$\text{Valor pico absoluto} = \text{valor máximo } |x_i|$$

- Factor de impulso (Ecuación 7).

$$\text{Factor de impulso} = \frac{\text{Valor pico absoluto}}{\text{Promedio}}$$

- Factor de holgura (Ecuación 8).

$$\text{Factor de holgura} = \frac{\text{Valor pico absoluto}}{\left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{|x_i|}\right)^2}$$

- Relación señal-ruido (Ecuación 9).

$$\text{Relación señal - ruido} = 10 \text{ Log}_{10} \left(\frac{\text{Señal deseada} \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|^2 \right)}{\text{Señal de ruido} \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|^2 \right)} \right)$$

- Relación señal/ruido y distorsión (Ecuación 10).

$$\text{Relación señal/ruido y distorsión} =$$

$$\frac{\text{Potencia de la señal} + \text{Potencia del ruido} + \text{Potencia de las distorsiones}}{\text{Potencia del ruido} + \text{Potencia de las distorsiones}}$$

- Distorsión Armónica Total (THD) (Ecuación 11).

$$THD = \frac{\Sigma \text{Potencia de los armónicos}}{\text{Potencia de la frecuencia fundamental}}$$

- Frecuencia promedio (Ecuación 12).

$$\text{Frecuencia promedio} = \frac{\sum_{j=1} M F_j P_j}{\sum j}$$

- Ancho de banda ocupado: el ancho de banda que contiene el Porcentaje de Potencia Total Integrada especificado, cuyo valor es igual a la diferencia entre la frecuencia superior y la frecuencia inferior.
- Ancho de banda de potencia: se calcula el ancho de banda de 3dB (media potencia) bw de la señal de entrada x.
- Frecuencia mediana (MDF) (Ecuación 13).

$$MDF = \frac{1}{2} \sum j$$

- Potencia de banda: devuelve la potencia media en la señal de entrada x.

VII. Análisis estadístico

De los 8 músculos evaluados (flexores y extensores de muñeca, bíceps y tríceps braquial por cada lado) se obtuvo

un total de 128 métricas de tiempo y frecuencia por usuario. Las métricas de tiempo y frecuencia por usuario fueron unidas a las métricas categóricas recolectadas en el momento de evaluación y colocación de sensores. En total 163 métricas fueron evaluadas por usuario.

Para realizar un mejor estudio de las correlaciones que existen entre la etiología de la amputación y las métricas calculadas se aplicó un algoritmo de regresión iterativa, donde se seleccionaron las métricas que tienen una mayor relación con la etiología. A las métricas seleccionadas se les calculó la correlación y se graficó el mapa de calor, posteriormente a las métricas con valor cercano a uno se seleccionaron para estudiarlas de manera individual.

RESULTADOS

Se estudiaron un total de 15 personas (5 mujeres y 10 hombres), de los cuales, 10 pacientes (3 mujeres y 7 hombres) tenían el diagnóstico de amputación transradial y 5 sin amputación (grupo sano).

Los 10 pacientes con amputación transradial se dividieron en dos grupos de acuerdo con la etiología de la amputación. El primer grupo de pacientes con amputación secundaria a quemadura eléctrica constó de 5 pacientes (1 mujer y 4 hombres) con un rango de edad de 18 a 67 años (39.4 ± 16.39 años). Se evaluaron cuatro muñones derechos y tres muñones izquierdos; todos con una forma cilíndrica, 5 de consistencia flácida, 2 firmes; con una longitud de 7 a 14cm (10.43 ± 2.57 cm) y con un tiempo de evolución de la amputación de 0.17 a 13 años (5.03 ± 5.09 años). Solo 2 de los pacientes eran usuarios previos de prótesis mecánicas, con un tiempo de uso de 4 a 13 horas al día (8.5 ± 4.5 horas).

El segundo grupo, de pacientes de etiología traumática constó de 5 pacientes (2 mujeres y 3 hombres) con un rango de edad de 26 a 64 años (44 ± 14.59 años). Se evaluaron cuatro muñones derechos y un muñón izquierdo; 3 de los muñones tenían una forma cilíndrica y 2 una forma cónica, 4 muñones eran de consistencia flácida y 1 firme; con una longitud de 7.5 a 14.5cm (11.8 ± 3.33 cm) y con un tiempo de evolución de la amputación de 1 a 7 años (2.40 ± 2.21 años). 4 de los pacientes eran usuarios

previos de prótesis mecánicas, con un tiempo de uso de 3 a 12 horas al día (8.75 ± 3.54 horas).

En la Figura 1, se puede observar en color rojo la señal de sEMG filtrada del músculo bíceps en una de las mediciones realizadas con un sujeto de prueba. Se puede observar que la señal de sEMG en la Figura 1 no se ve afectada por el ruido generado por los movimientos del usuario ni por el ruido provocado por la línea de alimentación (ruido de 60 Hz). Esto se debe a que se aplicó un filtro pasa-bajas a las señales de sEMG recopiladas y además el sensor se alimenta mediante una batería. Es importante destacar que se obtuvieron resultados similares con los otros músculos evaluados.

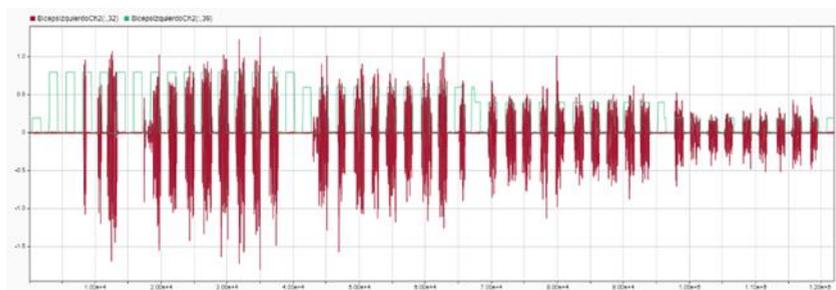


Figura 1. En color rojo se muestra la señal de sEMG recolectada del músculo Bíceps en una de las pruebas realizadas.

En la Figura 2, se puede identificar la envolvente de la señal de sEMG mostrada en la Figura 1, representada por la línea verde. Además, se puede observar la señal cuadrada de referencia (línea azul) con diferentes porcentajes de umbral normalizados. También es posible apreciar cómo el usuario realiza actividad muscular cuando la señal de referencia aumenta y viceversa.

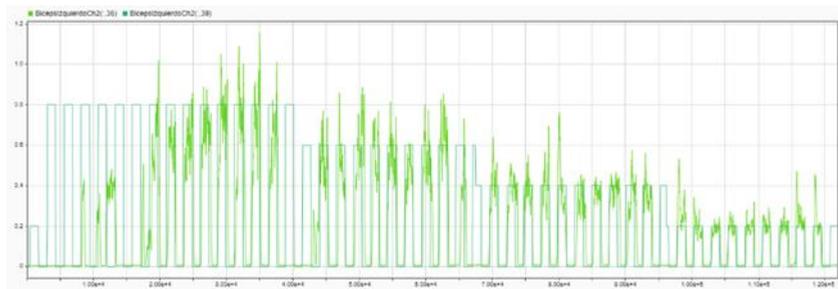


Figura 2. Envolvente de la señal de sEMG (línea verde) y señal cuadrada de referencia (línea azul).

En el recuadro amarillo de la Figura 3, se pueden observar los electrodos de superficie colocados en el punto motor de los músculos flexores de muñeca y bíceps braquial los cuales están conectados al sensor Shimmer 3. La flecha roja señala el programa utilizado con la señal de referencia para el usuario.

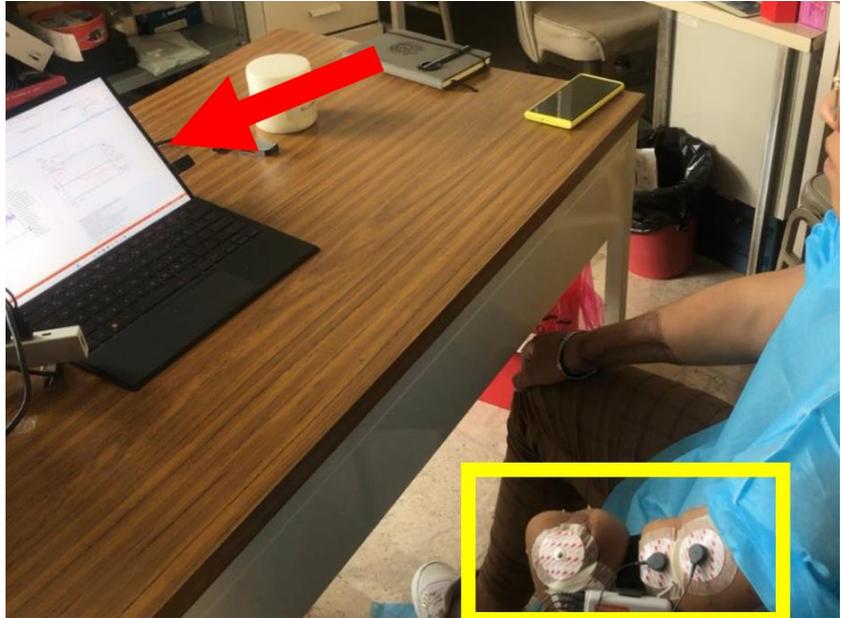


Figura 3. Colocación de electrodos de superficie.

En la Figura 4 se visualiza el análisis exploratorio inicial donde se comparan las 163 métricas calculadas por los 10 usuarios. Se puede observar que existen correlaciones entre dos grupos, las variables correspondientes a las características de la amputación del usuario, y aquellas calculadas sobre las señales de sEMG.

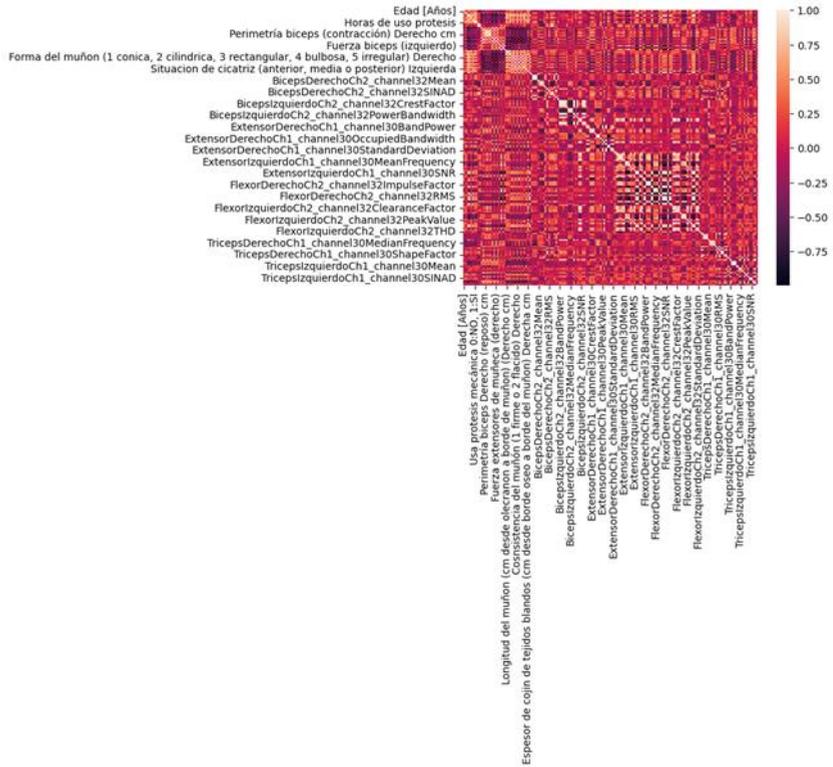


Figura 4. Mapa de calor comparando las 163 métricas calculadas.

Debido a la gran cantidad de variables comparadas, no fue posible encontrar relaciones únicas entre las variables, por lo que para completar el análisis se utilizó un algoritmo de regresión iterativa para obtener las 14 métricas que presentan

una mayor relación con la etiología, y que se enlistan a continuación:

1. Longitud del muñón (cm desde olécranon a borde de muñón) (Derecho)
2. FlexorDerechoCh2_channel32PowerBandwidth
3. FlexorDerechoCh2_channel32THD
4. ExtensorDerechoCh1_channel30ShapeFactor
5. BicepsDerechoCh2_channel32BandPower
6. BicepsDerechoCh2_channel32StandardDeviation
7. Fuerza bíceps (Derecho)
8. TricepsDerechoCh1_channel30ShapeFactor
9. Fuerza tríceps (Derecho)
10. ExtensorIzquierdoCh1_channel30MedianFrequency
11. BicepsIzquierdoCh2_channel32OccupiedBandwidth
12. TricepsIzquierdoCh1_channel30PowerBandwidth
13. TricepsIzquierdoCh1_channel30CrestFactor
14. TricepsIzquierdoCh1_channel30SNR

Las variables de tiempo de evolución de la amputación, uso de prótesis mecánica, tiempo de uso de la prótesis, morfología del

muñón, consistencia del muñón y espesor del cojín de tejidos blandos no presentaron correlación con la etiología por lo que su estudio no se continuó.

Lateralidad y longitud del muñón

De las métricas obtenidas es importante señalar que 9 métricas son de lateralidad derecha y 5 métricas de lateralidad izquierda. Suponemos que la principal razón de haber un mayor número de métricas de lateralidad derecha se debe a que hay un mayor número de amputados de la extremidad derecha, como lo indica el histograma de la Figura 5, en donde al menos podemos contar 8 amputaciones de lateralidad derecha y 5 amputaciones de lateralidad izquierda.

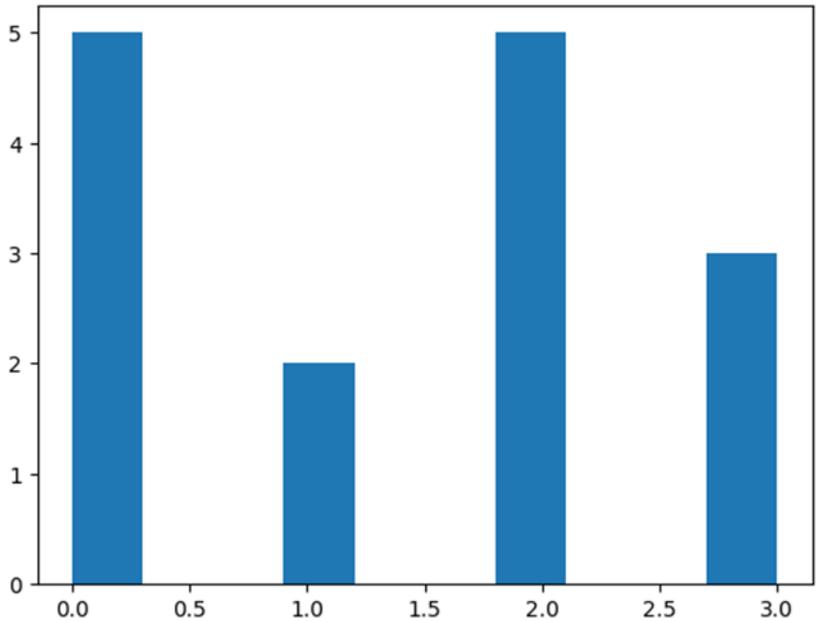


Figura 5. Histograma de lateralidad de amputación. Donde 0: No hay amputación. 1: Amputados lateralidad Izquierda. 2: Amputados lateralidad derecha. 3: Amputados bilaterales.

En la Figura 6 se muestra el mapa de correlaciones entre las 14 variables obtenidas mediante el algoritmo. Observamos que, en la diagonal de la matriz de correlaciones, el valor es de uno, lo cual indica una alta correlación entre una variable y sí misma. Al analizar el mapa de calor de la Figura 6, podemos identificar que la longitud del muñón del lado derecho está fuertemente

relacionada con la etiología de la amputación. Esta relación se muestra claramente en la Figura 7, donde se observa que los pacientes amputados por quemadura eléctrica tienden a tener muñones más cortos en comparación con aquellos amputados por causas traumáticas.

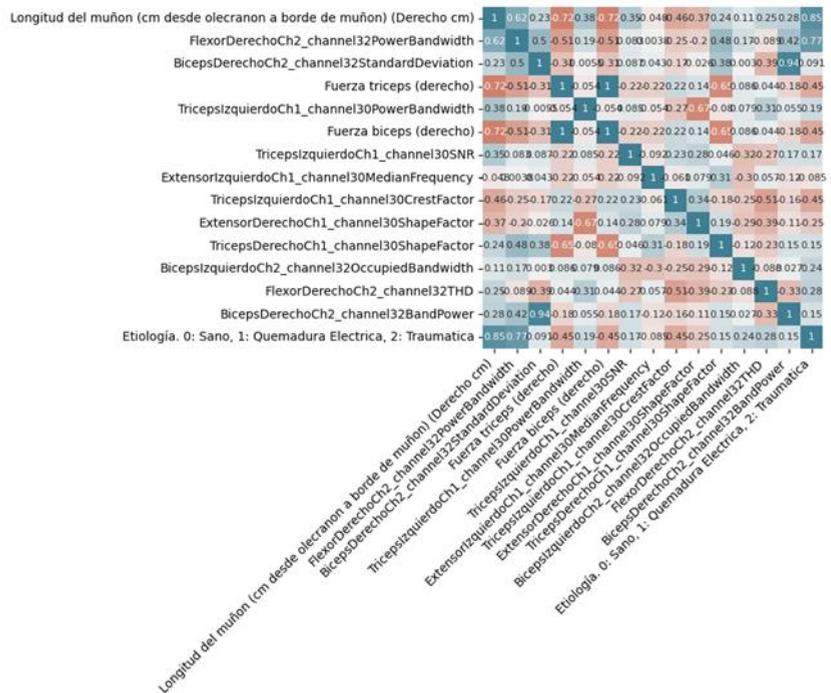


Figura 6. Mapa de calor de 14 variables seleccionadas incluyendo la etiología de la amputación.

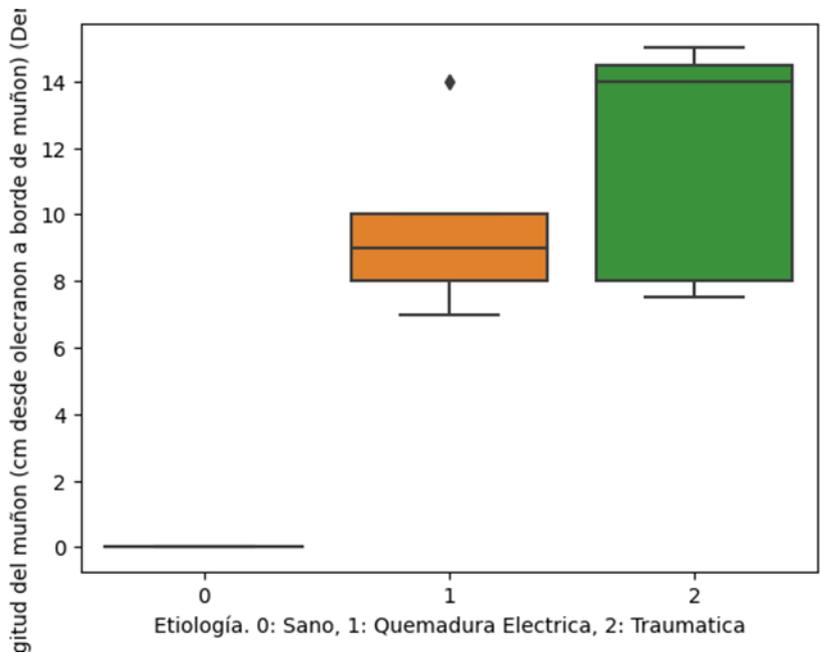


Figura 7. Relación de etiología Vs. Longitud del muñón.

Ancho de banda y relación señal-ruido

Otra variable que se encuentra altamente correlacionada con la etiología es el ancho de banda de la señal de sEMG del grupo flexor de muñeca (Figura 8). En este caso se puede observar una clara tendencia hacia un aumento del ancho de banda de los pacientes amputados.

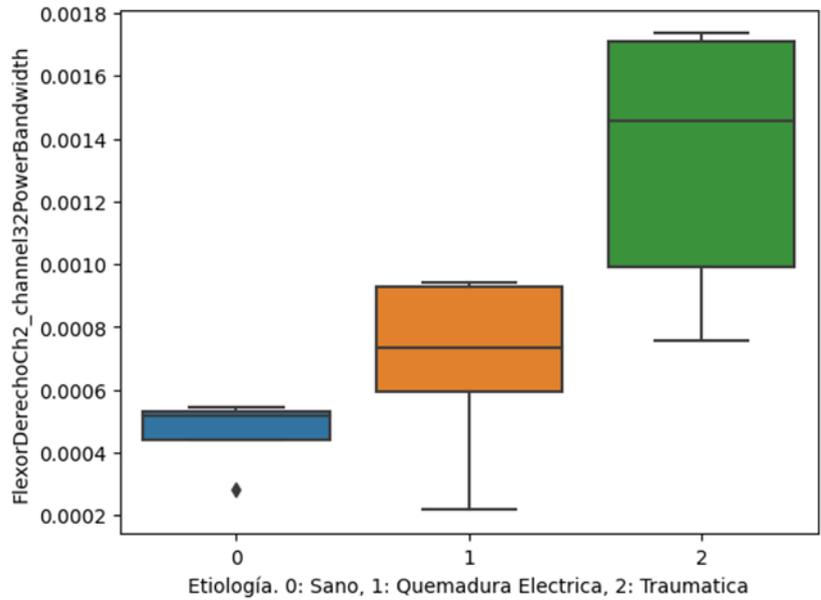


Figura 8. Etiología Vs Ancho de banda del grupo flexor de muñeca.

En la Figura 9 se representa la relación señal-ruido vs. la etiología. Podemos observar que existe una diferencia entre los sujetos sanos y los pacientes amputados.

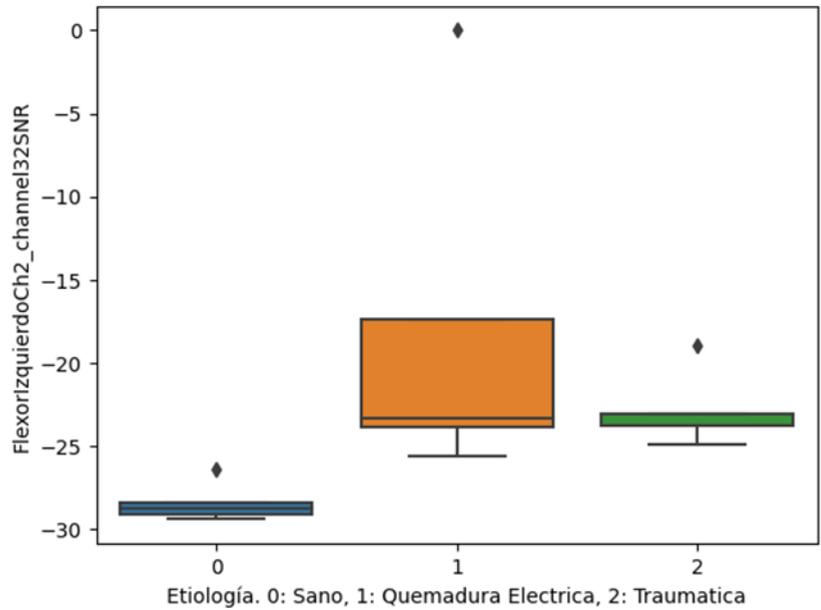


Figura 9. Etiología Vs. Relación señal-ruido del grupo flexor de muñeca.

Potencia de ancho de banda en músculos proximales al nivel de amputación

Muchas de las variables arrojadas por el estudio hacen referencia al bíceps y al tríceps. En la Figura 10 podemos observar cómo también se ve afectado el músculo bíceps al incrementar el valor de potencia de ancho de banda en los

pacientes con quemadura eléctrica a diferencia de los pacientes con amputación traumática.

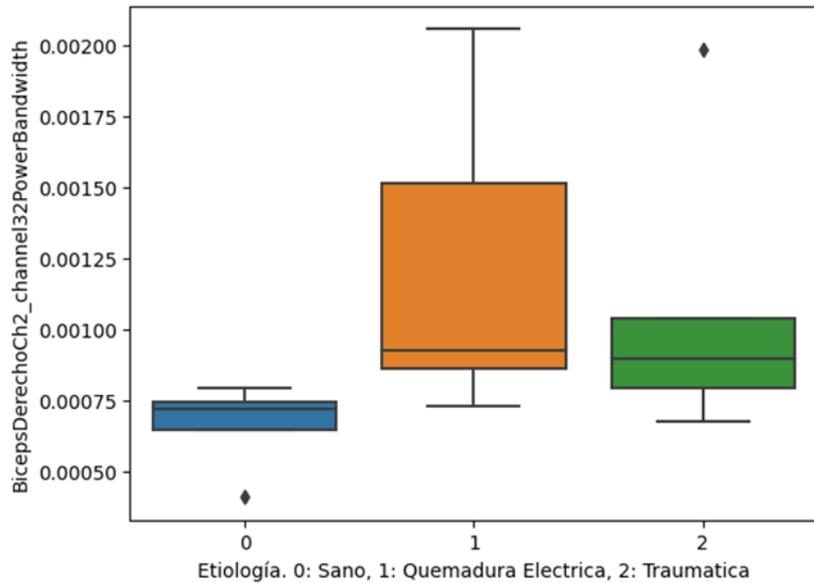


Figura 10. Potencia de ancho de Banda Vs. Etiología.

DISCUSIÓN

En el artículo propuesto por Campbell y colaboradores en 2019 (28), se utiliza una técnica llamada Mapper para evaluar las características de las señales de sEMG tanto en pacientes amputados como en individuos sanos. Campbell argumenta que,

debido a la dificultad de reclutar pacientes amputados para el desarrollo de sistemas que utilizan entradas de señales de sEMG, se recurre a sujetos sanos como alternativa. Sin embargo, el uso de sujetos sanos en el desarrollo de estos sistemas presenta una desventaja importante y es que no se consideran factores fisiológicos como el tejido cicatricial y la forma del muñón, los cuales pueden influir en las señales de sEMG de manera significativa. En el caso de los resultados presentados en esta tesis, desde la Figura 7 a la Figura 10, se muestra que las métricas, principalmente en el dominio de la frecuencia, indican la presencia de diferencias entre los sujetos sanos y los amputados, independientemente de la etiología de la amputación. Específicamente, en la Figura 8 se puede observar que, entre los grupos de sujetos sanos, y pacientes con amputación con etiología por quemadura eléctrica y traumática se separan, es decir se encuentran diferencias en la señal de sEMG entre estos grupos, sin embargo, falta aumentar el número de sujetos estudiados y/o modificar el procesamiento de la señal de sEMG debido a que las desviaciones estándar entre los grupos se solapan.

De acuerdo con los resultados obtenidos por Campbell, se observan diferencias en las características de las señales de sEMG entre los individuos sanos y los amputados en tres aspectos principales: 1) la pérdida de complejidad no lineal e información de frecuencia, 2) la pérdida de información de modelado de series temporales y 3) la segmentación de información única. Los resultados presentados en esta tesis respaldan el primer aspecto de los hallazgos de Campbell, en el cual se establece que las métricas de las señales de sEMG de los pacientes amputados difieren de las de los individuos sanos en el dominio de la frecuencia. Específicamente, se observaron diferencias en las métricas de Señal-Ruido, ancho de banda y potencia de ancho de banda.

Las métricas como la señal-ruido y la potencia de ancho de banda están relacionadas con la calidad de la señal, por lo que podemos considerar que la calidad de las señales en personas amputadas es inferior a la de los individuos sanos, como se observa en la Figura 9. Esta diferencia en la calidad de la señal podría explicar por qué las personas amputadas presentan un rendimiento inferior al de los individuos sanos al utilizar

dispositivos que utilizan señales de sEMG como entrada, entiéndase rendimiento como la capacidad que tiene el sujeto para activar un switch de sEMG.

Es importante señalar que los resultados presentados en la Figura 9 y la Figura 10 muestran diferencias entre las etiologías de los pacientes amputados. Por lo tanto, resulta necesario que el diseño de los sistemas que utilizan señales de sEMG, se realice de forma específica para cada etiología de la amputación.

En 2016 Chadwell y colaboradores realizaron un estudio para evaluar la habilidad electromiográfica del usuario y la previsibilidad de la respuesta de la prótesis como partes importantes de la cadena de control y relacionarlas con la funcionalidad y uso diario. En una de las pruebas (seguimiento estático) se evaluó la capacidad del participante para mantener un nivel de señal específico. Esta prueba demostró que se pueden medir diferentes niveles de dominio de la señal de sEMG y no mostró un efecto de techo; es decir, ningún participante logró el 100%. El usuario (sano) del simulador de prótesis pareció desempeñarse mejor que los pacientes amputados usuarios de

prótesis mioeléctricas. Es interesante notar que, durante una contracción sostenida, ambos usuarios de prótesis demostraron una co-contracción o comunicación cruzada para uno de los dos grupos musculares (13). Estos hallazgos son compatibles con los observados durante las pruebas realizadas en el proyecto de investigación "Mano robótica, fase II", así como durante el presente estudio, donde se observó que los pacientes con amputación experimentan una mayor dificultad para generar una señal de contracción muscular limpia, es decir, sin realizar co-contracción ni comunicación cruzada.

Head en 2014 identificó que el método tradicional para colocar los electrodos de los encajes protésicos puede provocar artefactos en la señal de sEMG o pérdida del contacto del electrodo con la piel, presentando así, un error en la respuesta de la prótesis hacia las contracciones musculares generadas por el usuario, por lo que es necesario realizar varias pruebas buscando el sitio ideal para la colocación de los electrodos (29). Aunque se siguieron las recomendaciones del proyecto SENIAM para la colocación de electrodos de superficie, una de las limitaciones de nuestro estudio fue que no se buscó el sitio

óptimo de captación de la señal de sEMG, lo que podría haber afectado los valores obtenidos durante las pruebas realizadas.

CONCLUSIONES

Al sufrir una amputación transradial, independientemente de la causa, se observa una alteración en la actividad muscular del muñón, comparada con las señales obtenidas de sujetos sanos, como se observa en las Figuras 8-10.

En pacientes con amputación de etiología traumática, se evidencia un aumento en el ancho de banda, mostrado en la Figura 8, lo que indica un mayor esfuerzo muscular requerido para generar una señal.

En pacientes con amputación secundaria a quemadura eléctrica, se observa un aumento en la relación señal-ruido (Figura 9), lo que sugiere una mayor interferencia en la captación de las señales musculares. Además, se encontró una asociación entre la quemadura eléctrica y un muñón más corto posterior a la amputación, como se muestra en la Figura 7.

Es interesante destacar el incremento en la potencia de ancho de banda de los músculos proximales al nivel de amputación en estos pacientes, mostrado en la Figura 10, lo cual puede ser un indicativo del esfuerzo adicional que dichos músculos realizan para compensar la pérdida de función en el área amputada.

Con el fin de obtener una mayor comprensión de la actividad muscular, se sugiere realizar estudios complementarios con un mayor número de pacientes. Además, se recomienda utilizar una metodología enfocada en las variables más relevantes según la etiología de la amputación.

BIBLIOGRAFÍA

1. NHS Choices. NHS on Amputation. 2019 August 12. Disponible en <https://www.nhs.uk/conditions/amputation/>
2. Amputee Coalition. Limb Loss Definitions. Fact Sheet. Amputee Coalition 2008. Disponible en <http://www.amputee-coalition.org/resources/limb-loss-definitions/>

3. Organización Mundial de la Salud, Sociedad Internacional de Prótesis y Ortesis. Guidelines for Training Personnel in Developing Countries for Prosthetics and Orthotics Services.
4. Vázquez, E. (2016). Los amputados y su rehabilitación: Un reto para el estado. México: CONACYT.
5. Pierrie Sarah N., Gaston R. Glenn, Loeffler Bryan J. Current Concepts in Upper-Extremity Amputation. *J Hand Surg Am.* 2018;43(7):657-667.
6. Arnoldo BD, Purdue GF, Kowalske K, Helm PA, Burris A, Hunt JL. Electrical injuries: a 20-year review. *J Burn Care Rehabil.* 2004 Nov-Dec;25(6):479-84.
7. Tintle SM, Baechler MF, Nanos GP 3rd, Forsberg JA, Potter BK. Traumatic and trauma-related amputations: Part II: Upper extremity and future directions. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(18):2934-2945.
8. Togawa S, Yamami N, Nakayama H, Mano Y, Ikegami K, Ozeki S. The validity of the Mangled Extremity Severity Score in the assessment of upper limb injuries. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87:1516-9.
9. O'Sullivan et.al, Physical Rehabilitation, 6ta edición. McGrawHill. Capítulo 22 "Amputation".

10. Wright TW, Hagen AD, Wood MB. Prosthetic usage in major upper extremity amputations. *J Hand Surg Am.* 1995;20:619-22.
11. Flurry M, Melissinos EG, Livingston CK. Composite forearm free fillet flaps to preserve stump length following traumatic amputations of the upper extremity. *Ann Plast Surg.* 2008; 60:391-4.
12. Cheesborough JE, Smith LH, Kuiken TA, Dumanian GA. Targeted muscle reinnervation and advanced prosthetic arms. *Semin Plast Surg.* 2015;29(1):62-72.
13. Chadwell A, Kenney L, Thies S, Galpin A and Head J (2016) The Reality of Myoelectric Prostheses: Understanding What Makes These Devices Difficult for Some Users to Control. *Front. Neurobot.* 10:7.
14. Williams, H.E., Chapman, C.S., Pilarski, P.M. et al. Myoelectric prosthesis users and non-disabled individuals wearing a simulated prosthesis exhibit similar compensatory movement strategies. *J NeuroEngineering Rehabil* 18, 72 (2021).
15. Zhu Z, Li J, Boyd WJ, et al. Myoelectric Control Performance of Two Degree of Freedom Hand-Wrist Prosthesis by Able-

Bodied and Limb-Absent Subjects. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2022;30:893-904.

16. Konishi Y, Mizobata Y, Yoshida M. Development of a system for finding best electrode position for myoelectric hand control for derating of upper limb amputee. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. 2007;2007:5700-5703.
17. Adewole DO, Serruya MD, Harris JP, Burrell JC, Petrov D, Chen HI, Wolf JA, Cullen DK. The Evolution of Neuroprosthetic Interfaces. Crit Rev Biomed Eng. 2016;44(1-2):123-52.
18. Widehammar C, Pettersson I, Janeslätt G, Hermansson L. The influence of environment: Experiences of users of myoelectric arm prosthesis-a qualitative study. Prosthet Orthot Int. 2018;42(1):28-36.
19. Chowdhury RH, Reaz MB, Ali MA, Bakar AA, Chellappan K, Chang TG. Surface electromyography signal processing and classification techniques. Sensors (Basel). 2013 Sep 17;13(9):12431-66.
20. Kuruganti U, Pradhan A and Toner J (2021) High-Density Electromyography Provides Improved Understanding of

Muscle Function for Those With Amputation. *Front. Med. Technol.* 3:690285.

21. Alcaide-Aguirre, R. E., Morgenroth, D. C., and Ferris, D. P. (2013). Motor control and learning with lower-limb myoelectric control in amputees. *J. Rehabil. Res. Dev.* 50, 687–698.
22. Lobo-Prat, J., Keemink, A. Q., Stienen, A. H., Schouten, A. C., Veltink, P. H., and Koopman, B. F. (2014). Evaluation of EMG, force and joystick as control interfaces for active arm supports. *J. Neuroeng. Rehabil.* 11, 68.
23. Weir RF, Troyk PR, DeMichele GA, Kerns DA, Schorsch JF, Maas H. Implantable myoelectric sensors (IMESs) for intramuscular electromyogram recording. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2009;56(1):159e171.
24. M. A. Oskoei and H. Hu, "Myoelectric Control Systems—A Survey," *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 2, No. 4, 2007, pp. 275-294.
25. James Chang, Anais Legrand, Francisco Valero-Cuevas, Vincent R. Hentz, Robert A. Chase. *Anatomy and biomechanics of the hand. Plastic Surgery.* Elsevier. 2018.

26. Richard L. Drake. Gray Anatomía para estudiantes. Elsevier. 2010.
27. Matlab Mathworks. Signal Features – MATLAB & Simulink. <https://www.mathworks.com/help/predmaint/ug/signal-features.html>
28. E. Campbell, A. Phinyomark, A. H. Al-Timemy, R. N. Khushaba, G. Petri and E. Scheme, "Differences in EMG Feature Space between Able-Bodied and Amputee Subjects for Myoelectric Control", 2019 9th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER), San Francisco, CA, USA, 2019, pp. 33-36.
29. Head, J. (2014). The Effect of Socket Movement and Electrode Contact on Myoelectric Prosthesis Control during Daily Living Activities. Ph.D. thesis, Salford: University of Salford.