

Comparación del índice del valor cuadrático medio y transformada de Hilbert para detección del inicio y fin de una contracción muscular en una persona con desarticulación de codo

Comparison of Root Mean Square Index and Hilbert Transform for onset and offset detection of a muscular contraction in a person with elbow desarticulation

Katherin Nathalia Ortiz Ortega¹

Katherin.ortiz00@usc.edu.co

Luisa María Poveda Londoño¹

Luisa.poveda00@usc.edu.co

Leonardo Antonio Bermeo Varon¹

Leonardo.bermeo00@usc.edu.co

Edgar Francisco Arcos¹

Edgar.arcos00@usc.edu.co

John Jairo Villarejo Mayor²

John.mayor@ufpb.br

Universidad Santiago de Cali, Facultad de Ingeniería, Programa de Bioingeniería (1)
Universidad Federal de Paraná, Brasil, Programa de Educación Física (2)

Resumen

Una prótesis activa es un dispositivo desarrollado con el fin de sustituir un miembro ausente del cuerpo humano, supliendo las funciones perdidas de éste, sin dejar de lado la imagen corporal del paciente. El desarrollo de estos dispositivos incluye el proceso de adquisición de señales, acondicionamiento y procesamiento de la señal, técnicas para detectar el inicio y fin de la contracción muscular en el momento donde el participante realice el movimiento, algoritmos de clasificación que determinan qué movimiento se está realizando y actuadores que realizan el movimiento. Uno de los aspectos importantes y con pocos estudios son las técnicas de detección del inicio y fin de la contracción de la señal las cuales que permiten realizar el movimiento con el mínimo retraso y a su vez dejar de ejecutar el movimiento para así pasar a la etapa de clasificación, normalmente esto no se tiene en cuenta ya que en el diseño de prótesis se realiza un recorte de la señal en el inicio y fin de la contracción considerando solo la parte central donde se presenta la mayor amplitud. En este estudio se realiza la comparación de dos técnicas, el índice del valor cuadrático medio y la Transformada de Hilbert respecto a la técnica de inspección visual para la detección del inicio/fin de la contracción muscular. Se realiza un análisis estadístico donde se calculó la mediana, valor máximo, valor mínimo, promedio, desviación estándar y la dispersión de los datos para determinar que técnica es más adecuada. Adicionalmente, se propone un protocolo de captura de señales para la realización de 6 movimientos: flexión de codo, extensión de codo, pronación y supinación del antebrazo, apertura y cierre de la mano. El estudio fue realizado sobre una persona con desarticulación de codo y una persona sin discapacidad. Los resultados indican que la técnica más adecuada para la persona con desarticulación de codo es la transformada de Hilbert indicando una mayor precisión.

Palabras Clave: prótesis activas; desarticulación de codo; detección de inicio/fín de una contracción muscular, procesamiento de señales mioeléctricas.

Abstract

An active prosthesis is a device developed to substitute an absent limb of the human body supplying its functionalities, without neglecting the patient's body image. The development of these devices includes the signal acquisition process, signal conditioning, onset/offset detection, classification algorithms that determine which movement is being realized, and actuators that executed the movement. One of the important aspects, and with few studies are the techniques for the onset/offset detection which allow performing the movement with the minimum delay and stop executing the movement to then proceed to the classification stage. Normally, this stage is not considering due to the design of the prosthesis it takes a signal part suppressing the start and end of the contraction considering only the central part where its present higher amplitude. In this study, the comparison of two techniques, the root means square index and the Hilbert Transform concerning the visual inspection technique for the onset/offset detection of the muscular contraction. Statistical analysis is performed considering the median, maximum value, minimum value, average, standard deviation, and the dispersion of the data to determine which technique is more adequate. Additionally, a protocol is

proposed to acquisition signals for the performance of 6 movements: elbow flexion, elbow extension, pronation and supination of the forearm, and opening and closing of the hand. The study was performed on a person with elbow disarticulation and a person without a disability. The results indicate that the most appropriate technique for onset/offset detection in a person with elbow disarticulation is the Hilbert transform indicating greater accuracy.

Keywords: active prosthesis, elbow disarticulation, onset/offset detection of muscular contraction, myoelectric signal processing

1. INTRODUCCIÓN

Las prótesis activas son dispositivos que reemplazan un miembro ausente con el objetivo de restablecer la funcionalidad de este, estos dispositivos externos son construidos con diferentes materiales teniendo en cuenta peso y ergonomía, también contienen mecanismos motorizados que permiten el movimiento y que son accionados por tracción y fuerza propia mediante controladores mioeléctricos (Guerra, 2018). Para su uso se requiere de potenciales de acción detectables en la superficie de la piel cuando hay contracción en el músculo del miembro residual (muñón), la señal mioeléctrica es obtenida por medio de estos potenciales permitiendo observar la actividad eléctrica resultante de la excitabilidad de las fibras musculares (Brazeiro, 2015). Este tipo de prótesis son cada vez más aceptadas por personas con amputación de miembro superior, ya que proporcionan desempeño en actividades cotidianas y permiten el incremento de la funcionalidad para el paciente (Torres, Velásquez, Lugo, & Tapia, 2011). Su desarrollo representa un rol determinante en la vida de aquellas personas que han sufrido pérdidas de este tipo, puesto que no solo brindan armonía estética para el paciente, sino que además otorgan beneficios emocionales, al lograr que se integre de nuevo a los ámbitos sociales.

Según el Departamento Nacional de Estadística DANE, en el censo de 2015 en Colombia, existía un total de 3.051.217 personas con limitaciones, de las cuales un 33,5% presentaban alteraciones en el movimiento de sus miembros. Para el periodo comprendido entre el 2011 y el 2015 tuvo un incremento del 58,0% en el Registro para La ubicación y Caracterización de Personas con Discapacidad (RLCPD). Es decir, 434.674 nuevas personas en el registro (DANE, 2015). A pesar de que no existen datos exactos sobre amputados en Colombia, según La Asociación Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación se estima que la incidencia de amputación en el país se da de 200 a 300 personas por cada 100 mil habitantes. El número se incrementa en población con factores de riesgo como la diabetes, enfermedades de los sistemas vasculares y las enfermedades crónicas (Muñoz, Zapata & González, 2012).

Es de gran relevancia la implementación de dispositivos (prótesis), teniendo en cuenta diversos factores y tareas para que estos dispositivos sean funcionales. Entre esos factores se encuentran (i) la adquisición de señales y (ii) el acondicionamiento de la señal, donde se incluye un sistema electrónico para la adquisición y la implementación de algoritmos que permiten su acondicionamiento, (iii) la detección del inicio/fin de la contracción cuando el participante ejecute un determinado movimiento, estos procesos son realizados con un gran número de señales de la persona que use la prótesis teniendo en cuenta su especificidad, (iv) un sistema de decisión que permite a la prótesis realizar el movimiento que el participante realiza, (v) mecanismos motorizados para ejecutar el movimiento y (vi) diseño CAD (*Computer Assisted Design*) para la construcción de la prótesis.

A través de los años diferentes estudios han desarrollado de forma independiente procesos de construcción de prótesis activas, en los que se incluye el acondicionamiento y procesamiento de la señal para la clasificación y decidir qué movimiento está ejecutando el participante. Sin embargo, la mayoría de los estudios están orientados a la clasificación del movimiento por medio de redes neuronales y reconocimiento de patrones (Alzate, 2018; Blana, Kyriacou, Lambrecht, & Chadwick, 2016; Calderón-Córdoba & otros, 2017; Pérez-Rodríguez y otros, 2019; Rodríguez y otros, 2020; Rodríguez-García, Dorantes-Méndez, & Mendoza Gutiérrez, 2017). Así mismo, la detección de umbrales de activación representa una fase relevante para los procesos de construcción de este tipo de prótesis, puesto que una identificación rápida del inicio de una activación muscular puede promover en gran medida la respuesta y la intuición del control mioeléctrico (Zecca, Micera, Carrozza, & Darío, 2002).

Staude, Flachenecker, Daumer, & Wolf, (2001), realizaron una comparación objetiva del rendimiento de métodos de detección del inicio del movimiento, probaron varios métodos para detectar el umbral, así como algunos algoritmos optimizados estadísticamente utilizando datos de electromiografía (EMG) simulados con parámetros de señal conocidos, los resultados indicaron que el comportamiento de detección depende en gran medida de los parámetros de

la EMG de superficie (sEMG), como el tiempo de inicio de la actividad muscular, la relación señal / ruido o el nivel de actividad. Los algoritmos optimizados estadísticamente son generalmente más robustos y presentaron excelentes resultados.

Tabie & Kirchner, (2002), compararon tres métodos de preprocesamiento para la predicción de movimiento basada en señales de EMG captadas de la extremidad superior derecha de 8 participantes sin patología o afectación. Los tres métodos comparados fueron el Teager Kaiser Energy Operator (TKEO) y los otros dos se basan en el cálculo de la varianza y desviación estándar de la señal. Se utilizó un umbral adaptativo para la detección de inicio de la contracción después del preprocesamiento en los tres casos comparados y se analizó el rendimiento en la predicción del movimiento y la precocidad de la detección del inicio. Así mismo, se estudió la influencia de diferentes velocidades de movimiento en el tiempo de predicción y rendimiento. Para concluir se muestran diferencias significativas sobre los métodos de preprocesamiento respecto al límite de tiempo de predicción y demostró que diferentes velocidades de movimiento también tienen un efecto significativo en el tiempo de predicción.

Merlo, Farina, & Merletti, (2003), proponen un enfoque novedoso en el cual se identifica el potencial de acción de solo una unidad motora de la señal de sEMG, mediante el uso de la transformada ondícula continua. Se implementa un umbral adaptativo para la detección de la actividad de EMG y se utiliza como referencia señales simuladas con características conocidas, finalmente el modelo propuesto ofrece un rendimiento adecuado para aplicaciones clínicas y resulta ser completamente automático, sin ninguna intervención del operador. Por lo tanto, puede ser una herramienta útil para el análisis de las señales EMG de superficie registradas durante el movimiento, especialmente cuando el tiempo de análisis es limitado.

Xu, Quan, Yang, & He, (2013), realizaron un algoritmo basado en el método de máxima verosimilitud y lo mejoraron con la técnica de umbral adaptativo para la estimación de la relación señal ruido en el tiempo inicial antes de los análisis precisos de la EMG, la exactitud y precisión del algoritmo se evaluaron mediante el uso de un conjunto de señales simuladas y señales de sEMG reales registradas de dos participantes sanos durante los movimientos de flexión-extensión del codo con y sin carga de trabajo. El algoritmo de detección es automático e independiente del usuario, ejecuta la detección de la activación de inicio y desviación de la señal, y puede ser aplicado en presencia de ruido, permitiendo su uso tanto por parte de operadores calificados como no calificados.

Yang, Zhang, Gu, & Liu, (2017), en su estudio propusieron un método para la detección de inicio de contracción con señales de EMG débiles y con problemas patológicos. Inicialmente se obtuvo las señales de EMG de referencia de un sistema simulado con varios niveles de contracción muscular y características patológicas, y luego se les superpuso un ruido blanco estándar para lograr condiciones de relación señal-ruido. Posteriormente se implementa el operador TeagerKaiser (TKE) como herramienta de preprocesamiento y dos tecnologías de mejora de imagen como operador de cierre morfológico (MCO) y operador abierto morfológico (MOO). Se realiza una comparación de técnicas con otros métodos de detección y finalmente se establece que el método es simple, competitivo en precisión y confiabilidad, especialmente para señales patológicas de EMG con relación señal-ruido baja.

Kang, Rhee & Shin, (2020), proponen un algoritmo de detección de *onset (inicio)* y *offset (fin)* de la activación muscular por medio de un umbral adaptativo teniendo en cuenta una tasa de falsas alarmas constante y acondicionamiento de la señal de sEMG mediante el relleno de orificios morfológicos (para cerrar y completar la información faltante). Los resultados indicaron una mejora significativa del rendimiento de detección de compensación y además indicaron errores estimados tanto para el inicio como para fin de la contracción, los cuales son menores que los que se obtuvieron utilizando métodos convencionales como métodos informáticos, estadísticos y análisis de EMG para la detección de intervalos de activación muscular.

Teniendo en cuenta los estudios anteriores se evidencia que se proponen métodos de detección de inicio/fin de la contracción muscular confiables que permitieron un adecuado análisis de la señal de EMG presentando aplicaciones representativas, mostrando la importancia de una adecuada detección en el control de prótesis mioeléctricas. Sin embargo, estas investigaciones no implementaron los métodos en señales de referencia netamente reales, sino señales simuladas. Además, en algunos de los estudios, las señales fueron captadas en personas con patologías en miembros superiores o inferiores, no se captaron señales en personas con amputación. Así mismo los métodos de detección a

pesar de ser sistemas robustos, implica mayores recursos computacionales. Teniendo en cuenta la importancia que tiene la detección del inicio/fin de la contracción muscular en el proceso y puesta en marcha de una prótesis, en este artículo se comparan 2 técnicas de detección del inicio/fin de un grupo de contracciones musculares respecto a la inspección visual: índice del valor cuadrático medio (RMS) y la Transformada de Hilbert, con el objetivo de determinar la precisión de estos métodos. El trabajo incluye un protocolo de captura de señales mioeléctricas para la realización de seis movimientos: flexión y extensión del codo, apertura y cierre de la mano, y pronación y supinación del antebrazo y establecer los puntos de mayor inervación detectados por los electrodos superficiales en los músculos implicados en los movimientos. Las señales mioeléctricas fueron captadas en una persona sana y una persona con desarticulación de codo, dichas señales pasaron por etapas de acondicionamiento y procesamiento, para un posterior análisis estadístico y comparación de los niveles de precisión en la detección del inicio/fin de una contracción muscular.

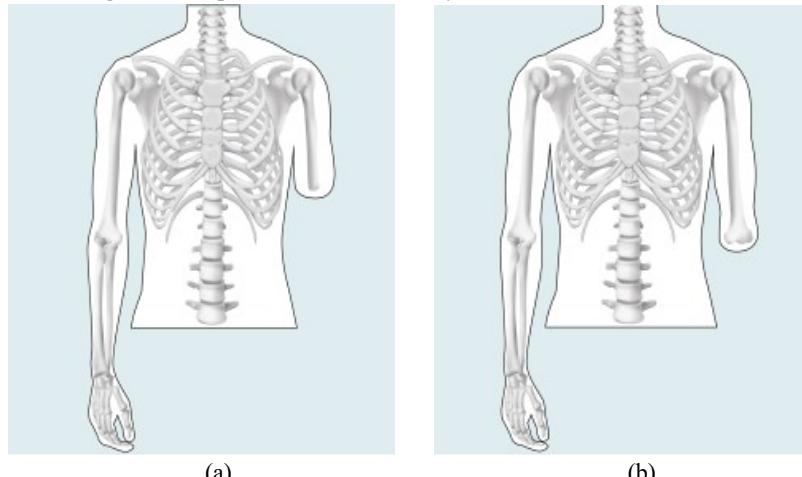
2. MARCO TEÓRICO

La electromiografía se define como un procedimiento diagnóstico que permite evaluar la condición funcional de los músculos y las células nerviosas (neuronas motoras) que los controlan. El análisis de señales mioeléctricas por su parte son se ha convertido en una herramienta importante para la investigación por medio de análisis directo de un músculo y/o la medición de su rendimiento, las cuales son comúnmente utilizadas para detectar anomalías médicas, estimar el patrón de activación de las neuronas motoras, detectar la respuesta muscular en estudios ergonómicos, evaluar los cambios neuromusculares de los músculos patológicos y controlar dispositivos de apoyo para personas con amputación como las prótesis activas (Konrad, 2005).

2.1 Amputación

La amputación implica un acontecimiento que conlleva a una incapacidad física y puede ser causada por diversas etiologías, como la congénita, traumática, vascular, tumoral o por infección. Aunque su objetivo sea paliativo o curativo, supone una agresión a la integridad física y constituye una situación a la que el amputado debe adaptarse física y emocionalmente (Carrión Martín & Carrión Pérez, 2009). La amputación transhumeral (Figura 1a), también denominada amputación a nivel del brazo o por encima del codo, puede ir desde el cuello quirúrgico del húmero hasta el tercio distal de éste. Por otro lado, la desarticulación es una amputación a través de una articulación. En la Figura 1b, se presenta la desarticulación de codo donde se observa la ausencia del antebrazo a nivel de la articulación del codo (García et al., 2004).

Figura 1. Amputación Transhumeral y Desarticulación de Codo



Fuente: (Ottobock, 2021)

2.2 Prótesis Mioeléctricas Activas

Este tipo de dispositivo fue desarrollado con el fin de sustituir parcial o totalmente un miembro ausente del cuerpo humano, supliendo las funciones perdidas de éste, sin dejar de lado la imagen corporal del paciente y permitiendo un incremento en cuanto a funcionalidad (Torres et al., 2011). De acuerdo con la ejecución de la acción las prótesis pueden

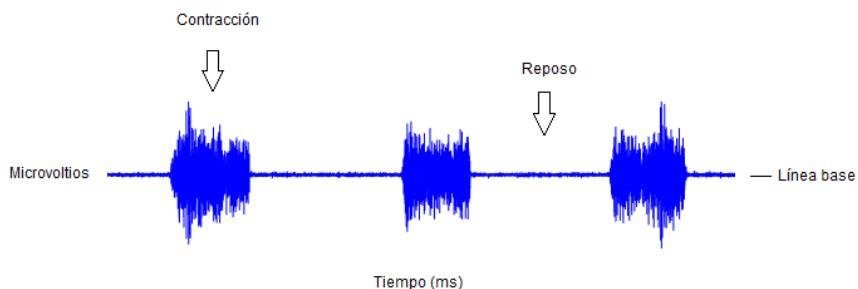
clasificarse en pasivas y activas, las primeras están basadas en el empleo de resortes y las segundas requieren de energía adicional para su acción, por ejemplo, actuadores que a su vez son activados a partir de señales EMG, bien sean intramusculares, capturadas mediante agujas o superficiales, recogidas en el muñón del paciente mediante electrodos (Romo, Realpe & Jojoa, 2007).

La señal electromiográfica de superficie provee información importante que puede ser utilizada para el control de una prótesis mioeléctrica, luego de que una señal EMG es generada se requiere constituir un sistema que sea capaz de captarlas, digitalizarlas y visualizarlas, con el objetivo de analizar los parámetros físicos que poseen: los potenciales de la unidad motora y su tiempo de duración y los valores normales de la amplitud generadas por las fibras musculares (Armas Álvarez et al., 2017). El éxito de una prótesis mioeléctrica será medido por su desempeño en la ejecución de movimientos prácticos, con la naturalidad de los ejecutados por el humano, la menor complejidad de operación como sistema, y con el menor esfuerzo físico y mental por parte del paciente, para esto es esencial un adecuado proceso de análisis de las señales EMG (Romo, Realpe & Jojoa, 2007).

2.3 Señal electromiográfica

La señal de EMG (Figura 2), es una representación de la actividad eléctrica de los músculos (Romo, Realpe, & Jojoa, 2007). Regularmente está contaminada por fuentes de ruido (interferencia electromagnética, niveles DC introducidos por los amplificadores operacionales, interferencia electromagnética de artefactos eléctricos que se inducen en los cables que conectan el electrodo al amplificador, la interfaz entre la superficie de detección del electrodo y la piel), factores pueden tener efecto sobre el resultado de la extracción de características de la señal (Merletti & Parker, 2004).

Figura 2. Señal de Electromiografía



La manera de registrar una señal bioeléctrica se hace posicionando al menos dos electrodos: i) el electrodo “explorador”, ubicado cerca de la fuente eléctrica donde se producirá la contracción y ii) el electrodo “indiferente”, colocado en otra posición de la superficie del cuerpo que actúa como referencia. Debido a que la actividad eléctrica de las células excitables es registrada por los electrodos desde una distancia considerable, obstruida por diferentes tejidos, como la sangre, músculos esqueléticos, la grasa y los huesos, es un reto determinar de manera no invasiva una información detallada sobre las propiedades de las células y sus modelos de propagación (Carrión Pérez, Ródenas García, & Rieta Ibáñez, 2007).

Las señales de EMG son generadas por la mecánica de una contracción muscular que realiza un trabajo conjunto entre la fibra muscular y el músculo esquelético para poder realizar movimientos de las extremidades. El músculo está constituido por muchas fibras musculares que se distribuyen en grupos llamados unidades motoras, que describen la unidad funcional más pequeña para el control neuronal en el proceso de contracción muscular, quienes a su vez reciben una sola inervación nerviosa dentro de este proceso. La proporción iónica entre los espacios interno y externo de una célula muscular forma un potencial de reposo en la membrana de la fibra muscular (aproximadamente de -80 a -90 mV cuando no está contraída). Esta diferencia de potencial es mantenida mediante un proceso fisiológico que da como resultado una carga intracelular negativa en comparación con la superficie externa y la activación de una célula alfa-motora genera conducción de la excitación a lo largo del nervio motor que luego de liberar sustancias transmisoras en las placas terminales motoras, se forma un potencial de placa terminal en la fibra muscular inervada por esa unidad motora. Las características de difusión de la membrana de la fibra muscular se modifican brevemente y los iones de

Na⁺ fluyen hacia adentro. Esto provoca una despolarización de la membrana que se restaura inmediatamente mediante este intercambio de iones generando después la repolarización (Konrad, 2005).

Esta actividad eléctrica conocida como señal bioeléctrica al ser captada por un electrodo se convierte en una señal mioeléctrica. El tipo de electrodo usado para esta señal es una elección bastante importante, ya que éste es el puente o intermediario entre el cuerpo humano y la unidad amplificadora (Arenas Correa, 2007),

2.4. Detección del inicio/fin de la contracción muscular

El análisis implementado para detectar el inicio y fin de la activación muscular se realiza a partir de señal (orden) indicada al paciente para realizar y finalizar un movimiento (contraer y relajar los músculos). Es de gran relevancia identificar de forma automática y precisa el inicio de una contracción muscular voluntaria para el control activo, particularmente en sistemas de control mioeléctrico en tiempo real.

La detección del inicio y final de la actividad muscular puede ser realizada mediante inspección visual (Hodges Cresswell, 2001; Vasseljen, Dahl, Mork, & Torp, 2006). Esta técnica es subjetiva, depende de la experiencia del operador y el conocimiento de las características de la señal de EMG. Puede ser usada para evaluar distintos algoritmos de detección, donde un operador determina visualmente los puntos de referencia para después calcular el error del proceso (López & Valentiniuzzi, 2008). La técnica empleada con mayor frecuencia para la detección del inicio y fin de la contracción se basa en la definición de un umbral de amplitud de la señal de EMG, que se caracteriza por su implementación simple y rápida (Hodges & Bui, 1996). Otros métodos más avanzados para determinar estos instantes usan técnicas más complejas, de forma adaptativa, considerando que los niveles de activación muscular varían de acuerdo con el tipo de movimiento, al tipo de musculatura y sus características de acuerdo con las condiciones patológicas de la persona.

2.5. Valor Cuadrático Medio (RMS)

El índice del RMS es utilizado para describir una característica en amplitud de voltaje de la señal mioeléctrica que permite detectar la activación del músculo, donde una mayor amplitud refleja una mayor inervación del músculo. Esta técnica depende de la definición de un umbral de activación para diferenciar los estados de contracción y de relajación, siendo así posible identificar un movimiento determinado. La Ecuación (1) describe de forma general la media cuadrática. En este caso se calcula la raíz cuadrada de los datos (X), donde se refleja la potencia media de la señal EMG rectificada, donde N corresponde al número de muestras de la señal y k es el número del segmento de datos correspondientes a una ventana de tiempo. Mediante esta técnica se obtiene una envolvente que suaviza la señal. El índice del RMS de cada segmento es comparado con el umbral definido, de modo que cuando es mayor se relaciona con un estado de contracción, y en el caso contrario, con un estado de relajación.

$$RMS_k = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i^2} \quad (1)$$

2.6. Transformada de Hilbert

Para el análisis con la transformada Hilbert-Huang se utiliza la descomposición empírica (EMD: *Empirical mode decomposition*). La EMD descompone la señal en un número finito de series de tiempo que corresponden a sus oscilaciones características conocidas como funciones intrínsecas (IMF: *Intrinsic Mode Function*). La definición de estas señales permite la extracción de los comportamientos oscilatorios característicos de la señal. Cada una de estas funciones IMF es capaz de contener una señal modulada en amplitud y frecuencia, permitiendo el análisis de señales no estacionarias, resultando ser una buena característica para utilizarse en el reconocimiento de patrones (Pinzón, Orozco, & Castellanos, 2009). Para el cálculo de la señal analítica se utiliza la transformación Hilbert-Huang mediante la función HHT de Matlab Mathworks®, la Ecuación 2 se describe la señal.

$$z_i(t) = x_i(t) + jH\{x_i(t)\} \quad (2)$$

donde $z_i(t)$, representa la señal analítica, $x_i(t)$, representa la parte real (son los datos originales), $jH\{x_i(t)\}$, es la parte imaginaria que contiene la transformación de Hilbert (la parte imaginaria es una versión de la secuencia real original con un cambio de fase de 90°). La serie transformada por Hilbert tiene el mismo contenido de amplitud y frecuencia que la secuencia original. La transformación incluye información de fase que depende de la fase del original.

3. NORMATIVA PARA PRUEBA EN HUMANOS

El proyecto está enmarcado dentro de la ley 842 del 2003 que reglamenta el ejercicio de la ingeniería en lo que respecta al artículo 2 ejercicio de la ingeniería, inciso b, el cual regula los estudios, proyectos, diseños y procesos de sistemas electrónicos y electromecánicos (Min. Educ. Nal, 2003), la resolución 8430 de 1993 en el artículo 2 que expresa que las investigaciones que se deseen realizar en humanos (Min. salud, 1993), y la Norma IEC 60601-1 2013 (Icontec, 2013) que establece las corrientes permitidas en cuanto a sus medidas en condiciones normales y las condiciones en las que se empiezan a presentar efectos, aprobado por el Comité de Ética proceso realizado el 20 de noviembre del 2018, con Acta de Aprobación No. 013 de la sesión 003 del CEFI (Comité de Ética de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Santiago de Cali), del proyecto de investigación construcción de una prótesis para miembros superiores Código DGI: 819-621119-421. Adicionalmente, en el Anexo 1 se presenta el consentimiento informado con base en el Artículo 15 de la resolución 8430, donde se especifican los objetivos del proyecto, la justificación, los riesgos o molestias inesperadas al paciente, los procedimientos a los que este será sometido, las garantías que este tendrá, entre otros temas importantes que el paciente deberá saber.

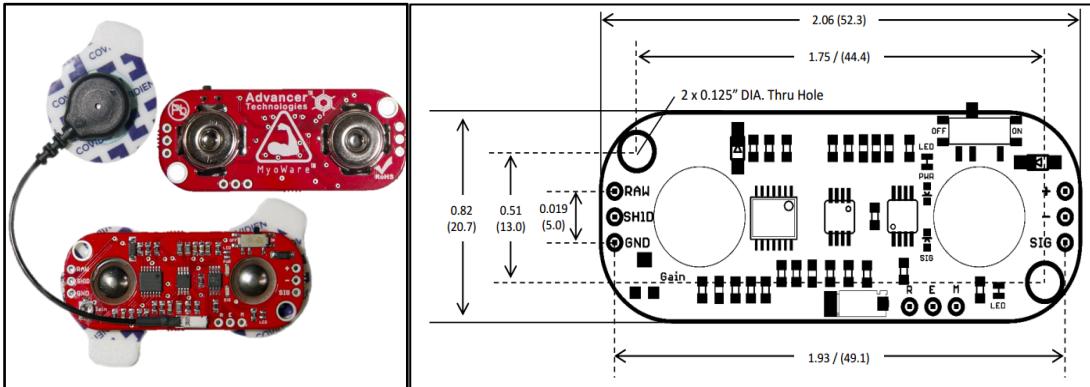
4. METODOLOGÍA

4.1. Participantes

El desarrollo del protocolo de obtención de señales mioeléctricas se realizó en una persona sana (21 años) y una persona con desarticulación de codo derecho (37 años), producto de un accidente ocurrido en el año 2009. Se realizó un mapeo de los músculos del miembro superior, fundamentado con la literatura y haciendo uso del software libre *Human Anatomy Atlas* (Netter, 2015), donde se recopilaron los músculos que intervienen en la realización de los siguientes movimientos: flexión y extensión del codo, apertura y cierre de la mano, y pronación y supinación del antebrazo, considerando el origen, inserción, inervación y acción de cada músculo que interviene (Anexo 1). Se contó con la asesoría de un profesional en fisioterapia para la palpación del estado de los músculos remanentes de la zona de estudio y los factores para tener en cuenta para la adecuada ejecución de movimientos en el participante sano (típico) y de la contracción de los músculos en el participante amputado (atípico). Los aspectos generales estudiados fueron (i) nivel de amputación, (ii) edad del paciente, (iii) causa de la amputación, (iv) equilibrio, visión y estado físico, y (v) ambiente en el cual vive el paciente (actividades laborales, recreativas, cotidianas). Con respecto a las características específicas del muñón se analizaron (a) las condiciones físicas y musculares del muñón, (b) potencia muscular, (c) estado de la piel, (d) cicatrización, (e) circulación arterial y venosa, (f) biselado correcto de los segmentos óseos y (g) ausencia del edema del muñón. Con esta información se determinaron los músculos más apropiados, con mayor inervación para la adquisición de señales mioeléctricas de acuerdo con los movimientos estudiados.

4.2. Adquisición de las Señales Mioeléctricas

Para la adquisición de señales se utilizaron electrodos biométricos de superficie plata/cloruro de plata y pre-gelificado desechables Covidien H124SG con un diámetro de 23,9 mm y un peso 0,6 g, fabricados con gel no irritante con el fin de prevenir alergias y superficie de espuma libre de látex haciéndolos aptos para todo tipo de piel recomendados por la SENIAM (2021) por sus excelentes condiciones de conductividad e impedancia. Se utilizó el sensor MyoWare (Figura 3), con alimentación estándar +2,9 a 5,7 V, protección contra inversión de polaridad, dimensiones: 0,82" x 2,06" e indicadores LED.

Figura 3. MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001)

Fuente: (Advancer Technologies, 2015).

Se realizó un estudio anatómico de los músculos que presentaron mayor actividad de acuerdo con los movimientos de flexión del codo, extensión del codo, pronación del antebrazo, supinación del antebrazo y apertura y cierre de la mano, los músculos definidos fueron: (i) Bíceps braquial, cabeza corta, (ii) Deltoides cabeza media, (iii) Tríceps braquial, cabeza lateral y (iv) Tríceps braquial, cabeza larga. Se usaron 4 electrodos para la captura de sEMG de los 4 músculos establecidos. Además, se empleó un electrodo de referencia por cada músculo, ubicado en un lugar que no interfiere con los movimientos realizados.

Una vez identificado el músculo para cada movimiento, se ubicaron los electrodos, esto es la porción media más dominante del viente muscular para una mejor selectividad, según recomendaciones del SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) (SENIAM, 2021).

La señal sin procesar (RAW) obtenida en la adquisición de muestras, detecta los potenciales de acción superpuestos de las unidades motoras, cuya amplitud puede oscilar entre +/- 5 mV y rangos de contenido de frecuencia normalmente entre los 6 y 500 Hz, mostrando la mayor potencia de frecuencia entre ~ 20 y 150 Hz (Konrad, 2005). Estas señales fueron digitalizadas por medio de una placa Beaglebone de hardware libre producida por Texas Instruments, un código de programación en Phyton y plataforma Spyder, que registra la señal de amplitud variable entre 0 a Vs volts que depende de la cantidad de actividad en el músculo seleccionado, la señal que entrega el sensor está centrada en Vs/2, donde Vs significa el voltaje de alimentación, si bien el voltaje alimentación del sistema es 5V, la placa Beaglebone escala un voltaje de 0 a 1,8 V . Las señales son registradas con tiempo de muestreo $t_s = 1$ ms.

4.3. Protocolo de Adquisición

En el protocolo de adquisición se debe tener en cuenta que el participante de prueba debería encontrarse en condiciones físicas que le permitan realizar los esfuerzos que las pruebas requieren, para esto debe cumplir con alimentación apropiada antes de cada set, suficiente tiempo de descanso y escenarios sin factores que generen interrupción o distracción del participante durante las pruebas.

El proceso de preparación de los participantes incluye la comodidad del paciente y adecuación de zonas donde están ubicados los sensores. Para esto es necesario: i) indicar al participante usar prendas adecuadas para la prueba, ya que el tipo de camiseta es indispensable, en este caso se requiere una sin mangas para lograr acceder a los músculos del brazo y así evitar la generación de ruidos o interferencias, además que resulta ser mas adecuado para la ejecución de los movimientos y permite tener un mayor acceso al área de ubicación de los sensores, ii) retirar el vello de la zona de ubicación de los electrodos, necesario para una mejor adhesión de estos especialmente en condiciones de humedad o sudoración, iii) limpiar la piel usando alcohol para eliminar residuos que puedan generar interferencia, iv) definir la ubicación de los electrodos y su referencia en las regiones prominentes del brazo, utilizando un marcador para señalar el punto de ubicación exacto, v) aplicar gel conductor para facilitar el contacto de la piel con el electrodo. Para el desarrollo de esta prueba se ubica al participante en una posición en la cual no logre visualizar su actividad muscular ya que puede generar frustración y la prueba no será consecuente con su actividad muscular real.

4.4. Ubicación de los sensores

Mediante palpación se definen los 4 músculos donde se ubican los 4 sensores, enumerados del 1 al 4, en cada músculo, como se describe en la Tabla 1. Así, (i) el sensor 1 está ubicado en el músculo deltoides, cabeza media, (ii) el sensor 2 en el músculo bíceps braquial, cabeza corta, (iii) el sensor 3 en el músculo tríceps braquial, cabeza lateral, (iv) el sensor 4 en el músculo tríceps braquial, cabeza larga, así:

Tabla 1. Ubicación de los electrodos

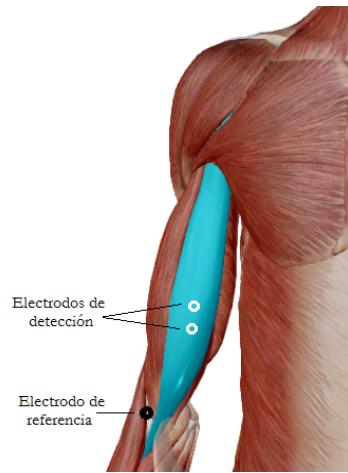
Ubicación de electrodos para músculo bíceps cabeza corta

Nombre del músculo: Bíceps braquial, cabeza corta

Función: Flexión del codo

Ubicación electrodo de referencia: Alrededor del codo

Ubicación electrodo de detección: Línea entre el acromion medial y el codo de la fosa a $\frac{1}{3}$ del codo de la fosa.



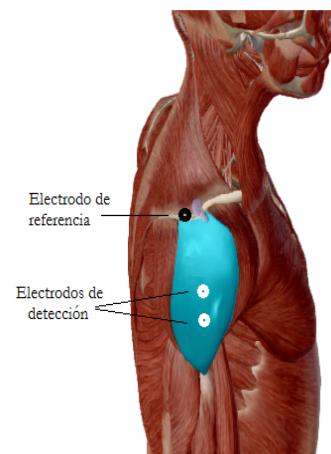
Ubicación de electrodos para músculo deltoides cabeza media

Nombre del músculo: Deltoides, cabeza media

Función: Abducción de la articulación del hombro

Ubicación electrodo de referencia: Parte posterior de la cintura escapular

Ubicación del electrodo de detección: desde el acromion hasta el epicóndilo lateral del hombro.



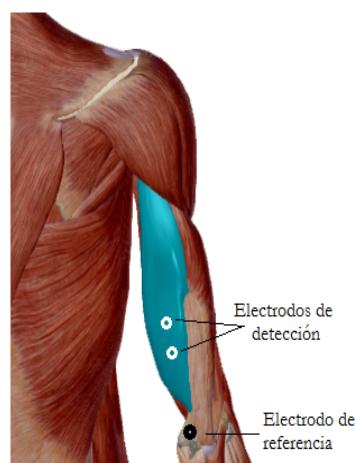
Ubicación de electrodos para músculo tríceps cabeza larga

Nombre del músculo: Tríceps cabeza larga

Función: Extensión de la articulación del codo. Abducción y extensión de la articulación del hombro

Ubicación del electrodo de referencia: Alrededor del codo

Ubicación del electrodo de detección: Al 50% en línea entre la cresta posterior del acromion y el olécranon a dos dedos de ancho medial a la línea.



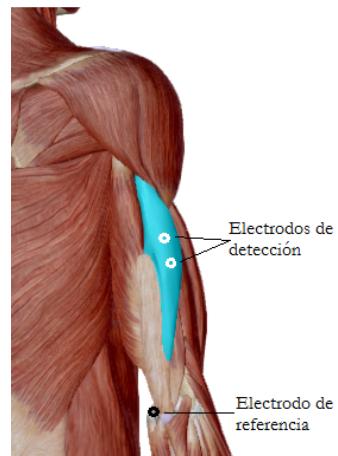
Ubicación de electrodos para el tríceps cabeza lateral

Nombre del músculo: Tríceps cabeza lateral

Función: Extensión del codo

Ubicación del electrodo de referencia: Alrededor del codo

Ubicación del electrodo de detección: Al 50% en línea entre la cresta posterior del acromion y el olécranon a dos dedos de ancho lateral a la línea.



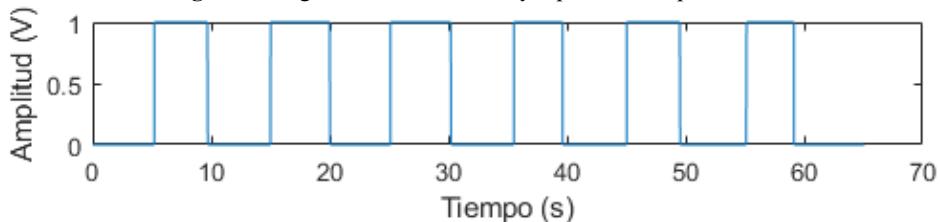
*La ubicación de los electrodos de detección debe corresponder a la mayor protuberancia del músculo

Al iniciar cada sesión, se ubicó al participante de prueba en una silla adecuada para su altura, frente a una mesa en la cual pueda apoyar sus dos brazos sin que su espalda se curve. Al participante se le indica que debe tomar una postura con la espalda totalmente erguida, brazos sobre la mesa formando un ángulo de 90° y pies separados sobre el suelo. Se le explica los movimientos que debe realizar, efectuando cada movimiento con ambas extremidades para diferenciar 3 niveles de fuerza: 50%, 75% y 100%. Se le expone al participante que debe evitar hablar y mover otras partes del cuerpo que no intervengan en los movimientos que se requieren, ya que estas acciones podrían generar ruido en las señales e inconsistencias en la adquisición.

Las pruebas se realizaron con una persona (investigador) ubicada frente al participante de prueba mostrando los movimientos al mismo tiempo que éste los realiza, para evitar errores en la ejecución de los movimientos por parte del participante. Otra persona (investigador 2) se ubica en el computador realizando la ejecución del software, contabilizando tiempos y guardando datos de las pruebas.

Se realizaron 6 pruebas, cada prueba se compone de 6 ejercicios y a su vez cada prueba comprende 6 segmentos de activación (C=Contracción) isométrica de un movimiento inicialmente definido y 7 segmentos de reposo (R=Reposo). Esto es 36 ejercicios por movimiento y 216 pruebas en total para cada participante. El tiempo de prueba fue de 65 segundos donde cada 5 segundos se ejecutaba el movimiento (Figura 4). El participante de prueba debe descansar aproximadamente 3 minutos entre cada ejercicio y 15 minutos entre cada prueba, esto con el fin de proporcionar a los músculos un período de relajación y así evitar la fatiga muscular. Se inicia con el ejercicio de reposo para determinar si el sistema está funcionando correctamente.

Figura 4. Segmentos de activación y reposo en una prueba EMG



4.5. Procesamiento de las Señales

Para el procesado de las señales se ejecutó una etapa de preprocessamiento, compuesta por el filtrado de señal y la eliminación del offset (frecuencia de 0 Hz). En esta etapa se toman las señales amplificadas de los 4 canales de manera independiente. Para la identificación de las fuentes de ruido de la señal, se obtuvo el espectro de frecuencia mediante la Transformación rápida de Fourier a través de la función FFT de Matlab Mathworks®. Mediante este espectro se

determinaron las frecuencias de corte de los filtros necesarios. Se implementó un filtro Butterworth pasa alta sin desplazamiento de orden 2 con frecuencia de corte de 25 Hz con el fin de eliminar artefactos relacionados con el movimiento de los cables o cambios de resistencia en los electrodos. Adicionalmente, se implementó un filtro Butterworth pasa baja de orden 10 con frecuencia de corte de 300 Hz para eliminar ruidos de alta frecuencia. Adicionalmente, se implementó un Filtro Notch (rechazabanda) de orden 1 con frecuencias de corte de 59 y 61 Hz. Para garantizar la eliminación del offset se resta a cada muestra el promedio de la señal.

Luego se realiza una etapa de procesamiento orientada a la detección del inicio y fin de la activación muscular, comparando dos técnicas con el objetivo de evaluar su desempeño. Las técnicas implementadas son el índice del RMS y la transformada de Hilbert. Para el índice del RMS se determinó un umbral fijo de 0.01 V, a partir de un proceso experimental basado en el ruido de la señal y el nivel de actividad muscular. La técnica basada en la transformada de Hilbert emplea un umbral adaptativo y no requiere de ningún parámetro adicional. El procesamiento de ambas técnicas fue realizado en Matlab Mathworks®, utilizando una ventana de 200 ms (segmento) y un desplazamiento superpuesto de 100 ms.

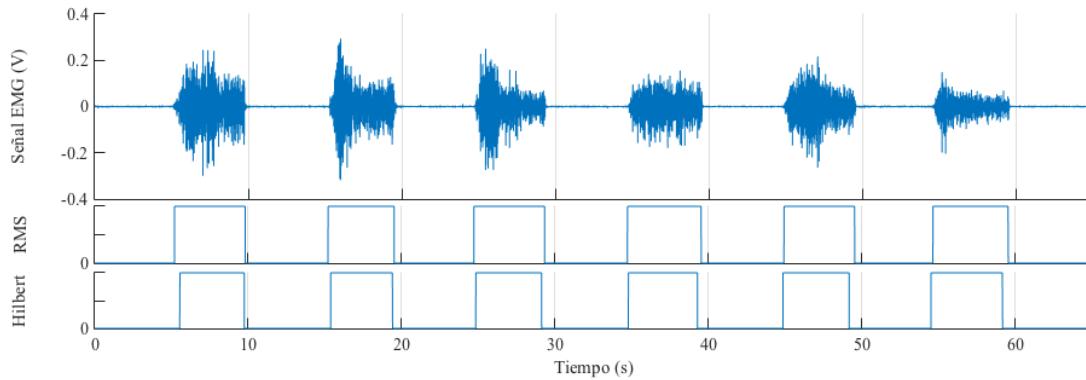
4.6. Análisis de datos

Una vez detectados el inicio/fin de la contracción de las señales con las técnicas de índice del RMS y transformada de Hilbert con Matlab Mathworks® para las 6 pruebas y dependiendo del canal del músculo principal relacionado con el movimiento que se ejecuta donde i) el canal 1 corresponde al músculo deltoides, cabeza media, ii) el canal 2 para músculo bíceps braquial, cabeza corta, iii) el canal 3 para tríceps braquial, cabeza lateral, y iv) el canal 4 para tríceps braquial, cabeza larga, se obtiene el porcentaje de aciertos, es decir, la cantidad de inicio/fin detectados correctamente con ambas técnicas, de forma visual.

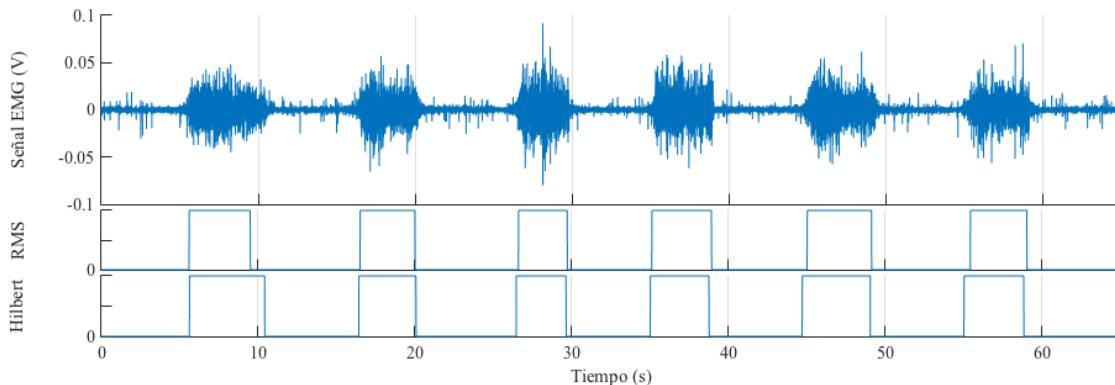
Luego, con los datos se realiza una comparación del tiempo en el que se detectó el inicio/fin de la contracción muscular con la técnica visual teniendo en cuenta que esta técnica supone el punto de referencia para las técnicas implementadas afin de obtener la que mejor se desempeña. Así, se relacionan los datos mediante la diferencia entre cada técnica respecto a la visual i) inicio/fin Técnica Visual- inicio/fin Técnica RMS, ii) inicio/fin Técnica Visual- inicio/fin Técnica Hilbert y iii) inicio/fin de la Técnica de Hilbert-inicio/fin Técnica RMS. Después, se calculó la mediana, el valor máximo, el valor mínimo, el promedio y la desviación estándar de las diferencias anteriores entre el índice del RMS y transformada de Hilbert respecto a la inspección visual para conocer la dispersión de los datos y definir qué técnica es más adecuada. Estos análisis se realizaron sobre la totalidad de los datos sin tener en cuenta una clasificación por movimiento, ya que se busca una detección de inicio/fin en un mayor grupo de datos que pueda incluir características de diversos movimientos.

5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En las Figuras 5-10 se presenta un ejemplo para cada movimiento del participante atípico, en todos los casos, basado en la observación de los umbrales de activación/desactivación se observa que la transformada de Hilbert presenta mejores resultados en cuanto a detección de inicio/fin de la señal, así como la fracción de tiempo de activación muscular. En la Figura 6, se observa una sEMG obtenida del movimiento flexión del codo la cual está dividida en 13 segmentos de 5 segundos, de los cuales 6 corresponden a la activación muscular y 7 a reposo, iniciando y finalizando en reposo. Esta señal presenta una amplitud aproximada entre -0,4 y 0,4 V. En la parte inferior se muestran los resultados de las técnicas índice RMS y Transformada de Hilbert para determinación del inicio/fin de la contracción. Esta señal en particular indica que para la detección del inicio no hay diferencias entre las dos técnicas. Para la detección del final de la contracción la técnica de transformada de Hilbert presenta una anticipación en la mayoría de las detecciones.

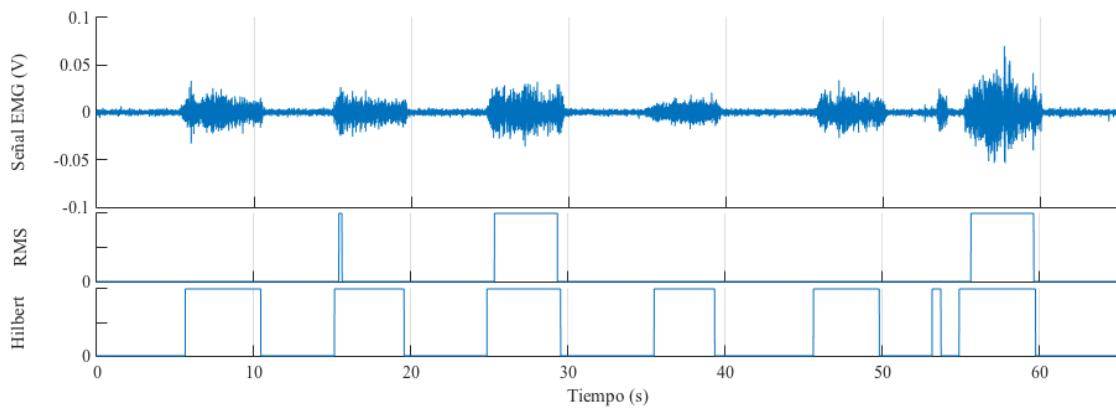
Figura 5. Movimiento 1. Flexión del codo

La Figura 6 describe la señal correspondiente al movimiento extensión del codo, con una amplitud aproximada entre -0,1 y 0,1 V, en este caso se observa que para la detección del inicio presenta un similar comportamiento en ambas técnicas con diferencias en pocos casos, en cuanto a la detección del fin de la contracción, note que en el primer ejercicio la técnica de Transformada de Hilbert detecta con mayor precisión con respecto a la técnica del índice del RMS que toma que detecta en una amplitud donde aun hay señal correspondiente al movimiento, esto mayor amplitud de la señal. A partir del segundo ejercicio ambas técnicas coinciden en la detección del fin de la contracción.

Figura 6. Movimiento 2. Extensión del codo

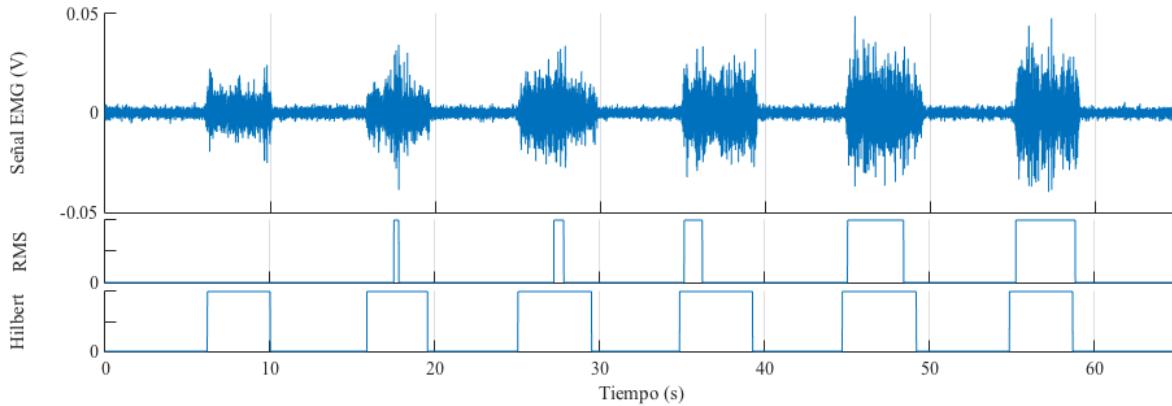
La Figura 7 muestra la señal que describe el movimiento de apertura de la mano con una amplitud aproximada entre -0,1 y 0,1V, en esta señal en particular se visualiza una disminución del potencial y además se presenta una contracción involuntaria que bien puede ser producto del esfuerzo o fatiga muscular del participante. Con respecto a la detección del inicio/fin de la contracción, note que el índice de RMS solo detecta de forma adecuada dos contracciones y una donde solo detecta bien el inicio de la contracción. En cuanto a la transformada de Hilbert se observa que detecta todas las contracciones de forma adecuada, una de las posibles fallas del índice del RMS es el umbral es fijo en 0,01 V y como podemos observar la señal esta por debajo de este umbral, lo cual es muy probable en personas con discapacidad.

Figura 7. Movimiento 3. Apertura de la mano

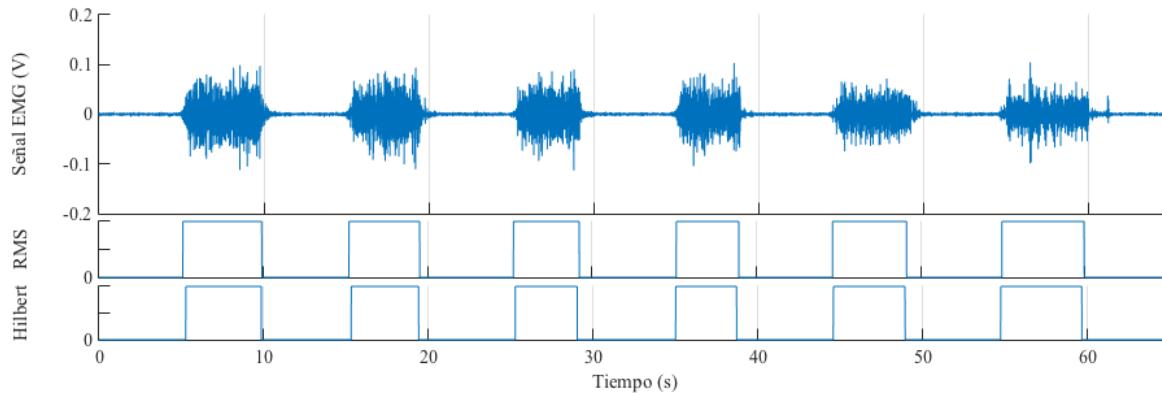


En la Figura 8 se muestra la señal que corresponde al movimiento cierre de mano, con amplitud aproximada entre -0,05 y 0,05V, la cual es baja debido a que este movimiento es difícil de detectar en el brazo. A pesar de esto, note que la transformada de Hilbert detecta adecuadamente el inicio/fin de las seis contracciones, mientras que el índice RMS solo detecta dos contracciones de forma adecuada, este comportamiento es similar que el caso anterior y debe principalmente a baja amplitud de la señal, donde la transformada de Hilbert se comporta de forma adecuada.

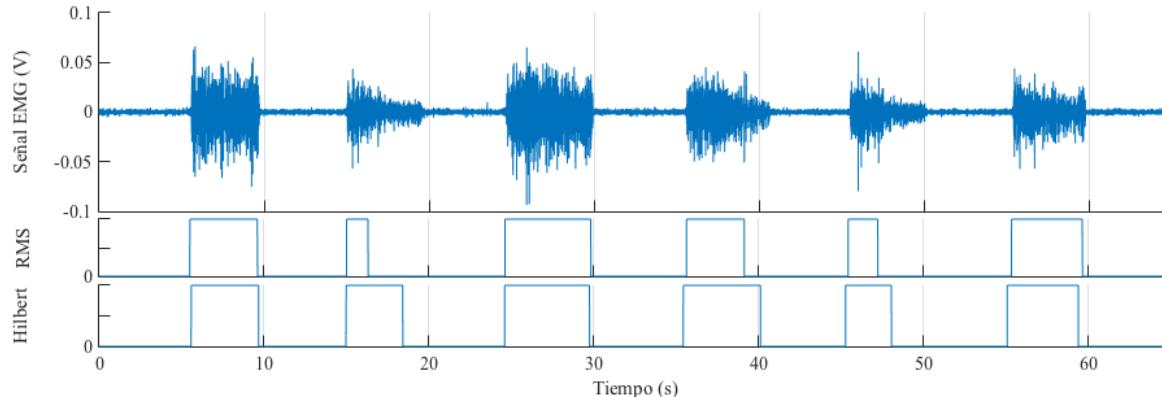
Figura 8. Movimiento 4. Cierre de la mano



La Figura 9 presenta una señal correspondiente al movimiento de pronación del antebrazo, con una amplitud entre -0,2 y 0,2V, con mayor activación entre -0,1 y 0,1V, mostrando una contracción involuntaria al finalizar la sexta activación, producto de colapso muscular debido al esfuerzo realizado por el participante. Respecto al índice del RMS y Hilbert se puede ver similitud en la mayoría de la detección del inicio/fin de la contracción debido a una aplicación de esfuerzo muscular controlado y semejante para todas las contracciones.

Figura 9. Movimiento 5. Pronación del antebrazo

En la Figura 10 se muestra la señal que corresponde al movimiento de supinación del antebrazo, con una amplitud entre -0,1 y 0,1V, con mayor activación entre -0,05 y 0,05V, se presenta disminución en la amplitud en las contracciones 2, 4 y 5, debido a una aplicación de fuerza diferente durante la prueba. Se puede ver que en las contracciones 2 y 5 que el índice del RMS detecta el inicio de la señal, pero no el final. En todas las contracciones la detección del inicio de las contracciones es similar.

Figura 10. Movimiento 6. Supinación del antebrazo

En la Tabla 2, se realiza un análisis para la determinación del porcentaje de aciertos para activación y desactivación en las técnicas del índice del RMS y la Transformada de Hilbert sobre 216 muestras. Se evidencia que la transformada de Hilbert presenta un mayor porcentaje de aciertos en detección del inicio/fin de la contracción muscular para ambos participantes con respecto al índice del RMS, esto debido a que el índice del RMS identifica las contracciones musculares con respecto al umbral determinado (0,01 V) y si alguna de señales presenta una amplitud inferior o superior a este umbral dependiendo si esta detectando el inicio o fin de la contracción, estas no son detectadas. Comparando los participantes, se observa que la persona sana presenta mayor porcentaje de acierto debido a que sus músculos se encuentran en buenas condiciones, lo que permite al sistema de adquisición obtener una señal adecuada de cada movimiento. Es importante mencionar que la detección del fin de la contracción para el participante típico no es mayor con la técnica del índice del RMS, debido a que la amplitud de la señal es adecuada para la detección.

Tabla 2. Porcentaje de aciertos de la detección de inicio/fin de la contracción

Técnica	Participante Atípico		Participante Típico	
	Inicio	Fin	Inicio	Fin
Índice RMS	33,33 %	24,54 %	77,78%	68,06%
Transformada Hilbert	68,52 %	73,15 %	88,43%	59,26%

En las Tablas 3 y 4, se presenta un resumen del análisis estadístico de las señales obtenidas de los participantes. Se realizó una inspección visual del inicio y fin de la contracción, como estándar de comparación para cada contracción de cada prueba de los 6 ejercicios, seleccionando únicamente el canal principal que esté relacionado con el movimiento que se ejecutó, que es donde se presenta la mayor activación. Posteriormente, se realiza la inspección de la detección

del inicio/fin de la contracción a través de las técnicas índice del RMS y la Transformada de Hilbert. Los datos fueron calculados para el participante atípico sobre 72/216 de la señal del inicio de la contracción y 56/216 para la señal del fin de la contracción, para el participante típico sobre 189/216 para el inicio de la contracción y de 165/216 para el fin de la contracción. La relación en cada caso indica el inicio/fin de la contracción que fueron detectados de manera acertada con el fin de analizar la dispersión de los datos.

En la Tabla 3 se presenta el resumen estadístico correspondiente a la detección del inicio de la contracción muscular, mediante la diferencia entre los instantes exactos donde cada técnica realizó la detección, esto es, i) Técnica Visual-Técnica RMS (InV-InRMS); ii) Técnica Visual-Técnica Hilbert (InV-InH); iii) la Técnica de Hilbert-Técnica RMS (InH-InRMS).

Comparando la técnica visual con el índice del RMS y la técnica de Hilbert, se observa que la mediana es negativa, en todos los casos, esto significa que la detección del inicio/fin determinada de manera visual se anticipa. Con respecto a cuál de las dos técnicas aquí implementadas es mejor y sin compararlos entre si, la transformada de Hilbert presenta mejor desempeño ya que tiene menor variación de sus datos y la mayoría son más cercanos a cero, es decir más cerca a la técnica visual.

En cuanto a la comparación directa entre los dos métodos en el caso del participante atípico, la transformada de Hilbert detecta primero el inicio de la contracción basado en la mediana, a diferencia del participante típico en el cual el índice del RMS detecta de manera anticipada el inicio de la contracción, esto se debe a que las señales del participante típico son señales que tienen buena amplitud, y aquí los dos métodos son adecuados, indicando que cuando a una detección efectiva del inicio de la contracción, ambas técnicas tienen comportamiento similar. Sin embargo, es importante resaltar que el porcentaje de detecciones es mucho mayor con la técnica de Hilbert.

En cuanto a los valores máximo y mínimo se observa que hay un intervalo grande y no permite concluir cual técnica es mejor, ya que hay una gran dispersión de los datos, el cual se ve reflejado en la desviación estándar de estas diferencias. Si bien no se puede concluir sobre cual técnica es mejor en el momento de la detección del inicio de la contracción, los resultados indican que ambas técnicas pueden ser implementadas, siempre y cuando el porcentaje de aciertos sea igual.

Tabla 3. Resultados de la detección de Inicio de la contracción muscular

Resultados	Participante Atípico			Participante Típico		
	InV-InRMS	InV-InH	InH-InRMS	InV-InRMS	InV-InH	InH-InRMS
Mediana	-0,0045	-0,0780	-0,0039	-0,0335	-0,1667	0,1250
Máximo	0,7360	0,5664	0,9896	0,8365	0,6274	0,9686
Mínimo	-0,8250	-0,5982	-0,6874	-0,9648	-0,8041	-0,8640
Promedio	0,2137	0,1464	0,1719	0,1974	0,2213	0,2436
Desviación estándar	0,2150	0,1394	0,2110	0,1938	0,1781	0,2194

En la Tabla 4 se relaciona el resumen estadístico correspondiente a la detección del fin de la contracción i) Técnica Visual-Técnica RMS (FV-FRMS); ii) Técnica Visual-Técnica Hilbert (FV-FH); iii) la Técnica de Hilbert-Técnica RMS (FH-FRMS).

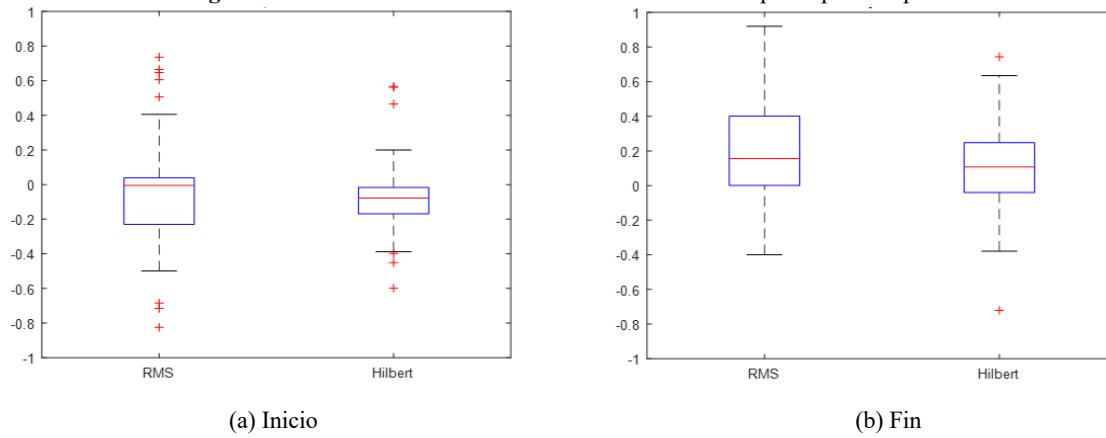
Comparando la técnica visual con el índice del RMS y la trasformada de Hilbert, se observa que la mediana es positiva, esto significa que el estimado visual se atrasa a la señal de detección del final de la contracción en ambos casos, en cuanto a cuál técnica es mejor sin tener en cuenta la técnica visual y sin compararlos directamente, la transformada de Hilbert presenta mejor desempeño ya que tiene menor variación de sus datos y la mayoría se acercan a cero, es decir más cerca a la técnica visual para el participante atípico respecto a los datos obtenidos con el índice del RMS. Para el caso del participante típico el índice del RMS presenta mejor desempeño, esto está en coherencia con la detección del inicio de la contracción el cual presento mejor desempeño.

En cuanto a la comparación directa entre los dos métodos en el caso del participante atípico la transformada de Hilbert se detecta primero el fin de la contracción en ambos casos. Note, que los datos presentan gran dispersión en todos los casos, esto se ve reflejado en el alto valor que tiene la desviación estándar.

Tabla 4. Resultados de la detección de Fin de la contracción muscular

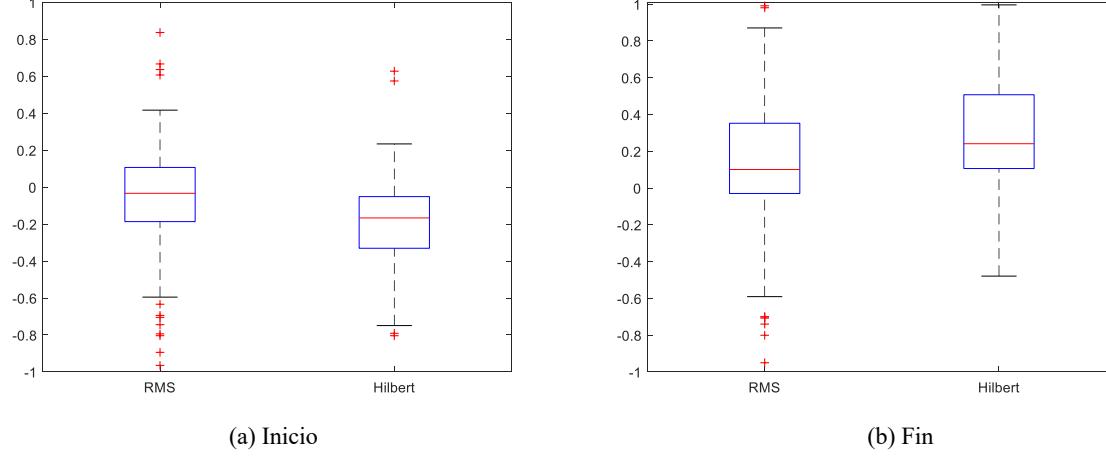
	Participante Atípico			Participante Típico		
Resultados	FV-FRMS	FV-FH	FH-FRMS	FV-FRMS	FV-FH	FH-FRMS
Mediana	0,10035	0,0823	-0,0184	0,1007	0,2410	-0,1116
Máximo	0,9205	0,7431	0,9470	0,9911	0,9961	0,6009
Mínimo	-0,3999	-0,7204	-0,2161	-0,9500	-0,4790	-1,3404
Promedio	0,2504	0,2157	0,1386	0,3000	0,3320	0,2383
Desviación estandar	0,2086	0,1896	0,1841	0,2669	0,2665	0,2678

Para la evaluación de dispersión de los datos de los sistemas evaluados, se empleó el análisis del gráfico de cajas y bigotes (Boxplot). En las Figuras 11 y 12 se muestran los resultados de detección de inicio/fin de las contracciones musculares de los participantes. Note que no se presentaron diferencias significativas entre los métodos. Sin embargo, se puede observar que el método de la transformada de Hilbert presenta menor dispersión de los datos y rango menor entre el mínimo y máximo valor obtenido del inicio/fin de las contracciones, esto significa que el índice del RMS contiene datos con mayor dispersión, lo que podría generar imprecisión en el momento de la detección del inicio/fin de una contracción muscular.

Figura 11. Detección de Inicio/fin de las contracciones del participante atípico

(a) Inicio

(b) Fin

Figura 12. Detección de Inicio/fin de las contracciones del participante típico

(a) Inicio

(b) Fin

Como se ha mostrado en ese estudio, se realizó una comparación cuantitativa referente a las dos técnicas para detectar el punto de inicio/fin de una contracción muscular, de una persona con desarticulación de codo y una persona sana, indicando que la transformada de Hilbert presenta mejores resultados. (i) El número de aciertos del inicio y fin de la contracción son mayores; de acuerdo con el análisis estadístico (ii) la detección del inicio/fin de la contracción es realizado de forma adecuada y rápida respecto al índice del RMS en el participante sano, esto se debe a que las señales tienen una amplitud mayor y pueden ser detectadas por este índice, (iii) La Transformada de Hilbert tiene un comportamiento adecuado en ambos participantes, esta técnica logra detectar el inicio/fin de la contracción ya que a tiene un umbral adaptativo y se adecua a amplitudes bajas presentes en el participante atípico, puesto que estos últimos

presentan disminución de la actividad muscular en la parte residual de su extremidad, y (iv) los datos estadísticos muestran una menor dispersión de los datos obtenidos en la transformada de Hilbert, esto es, más cercanos a la mediana de los datos.

Es importante mencionar que una técnica de detección de inicio/fin de la contracción muscular se debe implementar en el desarrollo de prótesis activas, para considerar la actividad muscular del movimiento en su totalidad, esto es el comportamiento isométrico muscular, esto permite tener el movimiento con el menor atraso posible cuando se genera la intención del movimiento o cuando este deja de ocurrir. La mayoría de procesamiento de señal en prótesis cuando se realiza el proceso de clasificación se tiene en cuenta solo la parte central de la actividad muscular del movimiento, previniendo falso positivos, algo que es importante, pero generando atraso de la señal debido a que suprinen parte isométrica del movimiento. En cuanto a las técnicas la transformada de Hilbert mostró mejores resultados ya que tiene en cuenta debilidad de la señal debido a su umbral adaptativo, algo que no considera el índice del RMS, el cual se puede utilizar, pero con señales eficientes.

6. CONCLUSIONES

Mediante la visualización de las señales y posterior análisis estadístico con el índice del RMS y la Transformada de Hilbert se puede comprobar que la amplitud de las señales obtenidas concuerda con el músculo principal seleccionando de acuerdo con el movimiento, mostrando diferencias respecto a los otros canales.

Para efectos de este estudio el uso de la técnica de la Transformada de Hilbert para detección de inicio/fin de la contracción muscular es la técnica mas adecuada debido a que en la mayoría de los casos, aún cuando se presenta una disminución drástica de amplitud de la señal, la técnica de Hilbert detecta el momento del inicio/fin de actividad muscular a diferencia del índice RMS. La implementación de la técnica del índice RMS detecta adecuadamente las señales obtenidas de una persona típica. En contraste, la Técnica de Hilbert resulta adecuarse a las señales obtenidas de una persona atípica. La detección de inicio/fin de la contracción muscular es importante para controlar los dispositivos protésicos con mayor precisión debido a que una detección inexacta puede dar como resultado una respuesta con atraso o no causal. Aun así, es importante resaltar que se debe implementar este protocolo en un mayor número de participantes tanto típicos como atípicos.

Gracias a la elaboración de este protocolo se puede continuar con el diseño y elaboración de una prótesis para personas con desarticulación de codo ya que sirve como base guía para la ubicación de electrodos, preparación del participante de prueba, determinación de músculos y adquisición de señales mioeléctricas en seis (6) movimientos necesarios para el desarrollo de funciones básicas que involucren el miembro superior. Finalmente, la base de datos obtenida de señales mioeléctricas servirá como soporte para la implementación de algoritmos de clasificación que determinen con precisión el movimiento realizado teniendo en cuenta la contracción isométrica de los músculos actuadores.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la dirección general de investigaciones (DGI) de la Universidad Santiago de Cali en marco de los proyectos de investigación No. 819-621119-421 y No. 819-621119-487, y la Fisioterapeuta Diana Yasmín Perafán docente de la Universidad Santiago de Cali.

REFERENCIAS

- Advancer Technologies. (2015). Myoware Muscle Sensor. Disponible en <http://www.advancertechnologies.com>
- Alzate, N. (2018). Control mioeléctrico de una prótesis de miembro superior - Mano. Recuperado de: <http://hdl.handle.net/10654/17240>.
- Arenas Correa, C. A. (2007). Generación de señales de control para prótesis a partir de señales mioeléctricas . Tesis de Grado. Universidad Tecnológica de Bolívar, Cartagena de Indias, Bolívar, (Colombia). Facultad de Ingeniería.
- Armas Álvarez, A., López Castañeda, A., Uriarte, I., Díaz, M., & Barbosa, N. (2017). Control de modelo de prótesis de mano por señal mioeléctrica. En E. Saavedra Vernet (Ed.), Memorias del XXXVIII Congreso Nacional de

Ingeniería Biomédica. 2, págs. 328-331. California, Tijuana, Mexico: Sociedad Mexicana de Ingiería Biomédica A.C. doi:dx.doi.org/10.24254/CNIB.15.55

Blana, D., Kyriacou, T., Lambrecht, J. M., & Chadwick, E. K. (2016). Feasibility of using combined EMG and kinematic signals for prosthesis control: A simulation study using a virtual reality environment. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 29, 21-27. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.06.010>.

Brazeiro, J, Petracchia, S y Valdés Dini, M. (2015.). MACOSEMU: mano controlada por señales musculares. Tesis de grado. Universidad de la República (Uruguay). Facultad de Ingeniería

Calderon, C. A., Ramírez, C., Barros, V., & Punin, G. (Febrero de 2017). Design and Deployment of Grasp Control System applied to robotic hand prosthesis. *IEEE Latin America Transactions*, 15(2), 181-188. doi:10.1109/TLA.2017.7854610

Carrión Martín, M., & Carrión Pérez, F. (2009). Epidemiología de la amputación en R. Zamudio Periago. Prótesis, Órtesis y ayudas técnicas, 21-26.

Carrión Pérez, P., Ródenas García, J., & Rieta Ibáñez, J. (2007). Procesado de señales biomédicas. Cuenca: Ediciones de la Universidad de Castilla- La Mancha.

DANE. (2015). Registro para la localización y caracterización de personas con discapacidad. Bogotá. disponible en www.dane.gov.co.

García Lucas, I., Pellicer Alonso, M., Arcas Patricio, M. Á., Paniagua Román, S., Galvez Domínguez, D. M., Castro, L., & Carlos, J. (2004). Manual de Fisioterapia. Traumatología, afecciones cardiovasculares y otros campos de actuación. Módulo III. Sevilla: Editorial MAD.

Guerra, J. L. (2018). Manual de fisioterapia. Ciudad de México: El Manual Moderno S.A. de C.V.

Hodges, P. W., & Cresswell, A. G. (2001). Perturbed arm movements cause short latency postural responses in trunk muscles. *Experimental Brain Research*, 2, 243-50. doi:10.1007/s002210100693

Hodges, P., & Bui, B. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 101, 511-519. doi:[https://doi.org/10.1016/S0921-884X\(96\)95190-5](https://doi.org/10.1016/S0921-884X(96)95190-5)

ICONTEC. (2013). Norma Técnica NTC-IEC Colombiana 60601-1-1. Equipos Electromédicos. Bogotá: Normas Técnicas Colombianas.

Kang, K., Rhee, K., & Shin, H.-C. (2020). Event Detection of Muscle Activation Using an Electromyogram. 10(16). doi:10.3390/app10165593.

Konrad, P. (2005). The ABC of EMG: A practical Introduction to Kinesiological Electromyography. USA: Noraxon.

López, N. M., & Valentiniuzzi, M. E. (19 de Mayo de 2008). Detección del comienzo de la contracción muscular en base al contenido de información del EMG. Tesis de Grado. Universidad de San Juan, San Juan (Argentina).

Merletti, R., & Parker, P. J. (2004). Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications. Estados Unidos de Norte América (USA): John Wiley & Sons Editorial, Wiley Online Library.

Merlo, A., Farina, D., & Merletti, R. (2003). A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50, 316-323. doi:10.1109/TBME.2003.808829

Min. Educ, N. (14 de 10 de 2003). Ministerio de educación Nacional: código ético profesional en ingeniería Ley No. 842. Bogotá, Cudinamarca, Colombia.

Comparación del índice valor cuadrático medio y transformada de Hilbert para detección del inicio y fin de una contracción muscular en una persona con desarticulación de codo. [Bioingeniería], [(2021)]

Min. Sal, N. (4 de 10 de 1993). Ministerio de Salud. Resolución No. 8430. Normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en Salud. Bogotá, Cundinamarca, Colombia.

Muñoz, D., Zapata, A., & González, L. (2012). Prevalencia de alteraciones sensitivas y factores asociados en pacientes amputados que consultan en una empresa de medicina física de la ciudad de Medellín 2012. Tesis de Grado. Universidad CES. Medellín, Antioquia, (Colombia). Facultad de Salud.

Netter, F. (2015). Atlas of Human Anatomy 6th ed. España: Elsevier Masson.

Ottobock. (2021). De la amputación a la rehabilitación. Obtenido de <https://www.ottobock.es/protesica/informacion-para-amputados/de-la-amputacion-a-la-rehabilitacion/altura-de-la-amputacion/#:~:text=Se%20conocen%20m%C3%A1s%20de%20doce,pueden%20usar%20pr%C3%B3tesis%20de%20silicona>.

Pérez-Rodríguez, A., Domínguez-Morales, M., & Jiménez-Fernández. (2019). MYOARM: Prótesis Robótica Con Sensado EMG y Entrenamiento con Redes Neuronales. Avances en la Investigación en Ciencia e Ingeniería, 47-56.

Pinzón M., R., Orozco G., A., & Castellano D., G. (2009). Caracterización multicanal no lineal de señales emg con la transformada hilbert-huang. Scientia Et Technica, 1(41). <https://doi.org/10.22517/23447214.2843>.

Rodriguez, W., Morales, J., Bermeo, L., Quiguanas, D., Arcos, E., Rodacki, A., and Villarejo-Mayor, J.J. Real-Time Detection of Myoelectric Hand Patterns for an Incomplete Spinal Cord Injured Subject. XXVII Brazilian Congress on Biomedical Engineering (CBEB 2020). Vitoria, Brazil.

Rodríguez-García, M., Dorantes-Méndez, G., & Mendoza Gutiérrez, M. (2017). Clasificación de EMG a través de Índices Lineales y No Lineales por medio de Redes Neuronales Artificiales. Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica, (págs. 386-389). San Luis Potosí.

Romo, H. A., Realpe, J., & Jojoa, P. E. (2007). Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano. Avances en Sistemas e Informática, Vol. 4 No. 1, 127-136.

SENIAM. (2021). Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. www.seniam.org

Staude, G., Flachenecker, C., Daumer, M., & Wolf, W. (2001). Onset Detection in Surface Electromyographic Signals: A Systematic Comparison of Methods. EURASIP Journal on Applied Signal Processing, 67-81.

Tabie, M., & Kirchner, E. A. (2002). EMG Onset Detection: Comparison of Different Methods for a Movement Prediction Task based on EMG. Science and Technology Publications, 242-247 .

Torres, S. M., Velásquez-Sánchez, A. T., Lugo-González, E., & Tapia-Herrera, R. (2011). Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior. Revista colombiana de biotecnología, 70-83.

Vasseljen, O., Dahl, H. H., Mork, P. J., & Torp, H. G. (2006). Muscle activity onset in the lumbar multifidus muscle recorded simultaneously by ultrasound imaging and intramuscular electromyography. Clinical Biomechanics, 21, 905-913. doi:<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.05.003>.

Xu, Q., Quan, Y., Yang, L., & He, J. (2013). An Adaptive Algorithm for the Determination of the Onset and Offset of Muscle Contraction by EMG Signal Processing. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 21, 65-73. doi:[10.1109/TNSRE.2012.2226916](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2012.2226916)

Yang, D., Zhang, H., Gu, Y., & Liu, H. (2017). Accurate EMG onset detection in pathological, weak and noisy. Biomedical Signal Processing and Control, 306-315 .

Zecca, M., Micera, S., Carrozza, M., & Darío, P. (2002). Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographic signal. (A. J. McGoron, & M. Kamath, Edits.) Critical Reviews in Biomedical Engineering, 30, 459-485. doi:[10.1615/CritRevBiomedEng.v30.i456.80](https://doi.org/10.1615/CritRevBiomedEng.v30.i456.80).

ANEXO 1. CONSENTIMIENTO
UNIVERSIDAD SANTIAGO DE CALI
PROGRAMA DE BIOINGENIERÍA
GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN ELECTRÓNICA, INDUSTRIAL Y AMBIENTAL – GIEIAM
PROYECTO DE INVESTIGACIÓN:

**PROTOCOLO PARA LA OBTENCIÓN DE SEÑALES MIOELECTRICAS EN UNA PERSONA CON AMPUTACIÓN
TRANSHUMERAL O DESARTICULACIÓN DE CODO**

**FORMATO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA LA PARTICIPACIÓN EN PROTOCOLOS DE
INVESTIGACIÓN**

El proyecto de investigación PROTOCOLO PARA LA OBTENCIÓN DE SEÑALES MIOELECTRICAS EN UNA PERSONA CON AMPUTACIÓN TRANSHUMERAL O DESARTICULACIÓN DE CODO tiene el objetivo general: Elaborar un protocolo que permita identificar los puntos exactos de obtención de señales mioeléctricas que sirva como guía para el desarrollo de una prótesis activa de mano.

El Equipo de investigación está constituido por profesores y estudiantes de la Universidad Santiago de Cali, los cuales llevarán pruebas de electromiografía superficiales en el miembro superior.

Para lo anterior, el Equipo de investigación solicita al representante legal del participante, autorizar a integrantes del Equipo la aplicación de pruebas electromiográficas y registros (fotográficos, video y audio) del desempeño en la realización de actividades de intervención para la investigación.

Se aclara que se trata de un trabajo estrictamente académico, que los datos se manejarán de manera confidencial, se dará retroalimentación de la información a la institución y a las personas participantes. Los resultados se utilizarán con fines académicos (informes de investigación, materiales educativos, artículos y presentaciones en eventos científicos).

Lugar donde se realizará el estudio:

Las actividades de recolección de datos: las pruebas se llevarán a cabo en el Laboratorio Creatilab de la Universidad Santiago de Cali.

Procedimiento en las intervenciones:

Evaluación del participante: La evaluación del participante consiste en obtener información de las características físicas (masa muscular, tejido adiposo) del miembro superior del participante.

Se realizan 6 pruebas por cada músculo seleccionado y cada prueba tendrá una duración de 65 segundos.

En cada sesión se hará:

Parte 1: Limpieza y preparación de la zona de ubicación de los electrodos.

Parte 2: En cada sesión se realizarán seis pruebas por cada movimiento con una duración de un minuto y cinco segundos cada una, con descanso entre prueba y prueba de tres minutos.

Beneficios:

Los beneficios que recibirá la persona participante o su familia serán de tipo académico por medio de un informe final del proyecto.

Los datos obtenidos por cada participante permiten la caracterización de parámetros que serán usados como referencia, para identificar los patrones de movimiento de miembro superior, necesarios para el futuro diseño de una prótesis activa.

Riesgos asociados en la investigación:

-Los procedimientos y actividades previstos para la entrevista, evaluación y observación del desempeño del participante no representarán riesgos biológicos, psicológicos ni morales.

-Los electrodos utilizados son superficiales, al igual que los demás elementos, además están diseñados en un material biocompatible para evitar alergias cutáneas y evitar posibles molestias.

Confidencialidad:

La participación e información que aporten los participantes se utilizarán para fines académicos y los datos personales de los usuarios se mantendrán bajo confidencialidad.

Consideraciones generales y aclaraciones:

- La decisión de participar en la investigación es completamente voluntaria.
- No habrá ninguna consecuencia desfavorable para usted, en caso de no aceptar la invitación.
- Los representantes legales del participante pueden interrumpir y retirarse del procedimiento de la prueba en el momento que lo deseé, aun cuando el investigador responsable no se lo solicite, y sin el compromiso de informar las razones de su decisión, la cual será respetada en su integridad y la del participante.
- No tendrá que hacer gasto alguno durante el estudio.
- No recibirá pago por su participación.
- La información que se obtenga durante el desarrollo de las pruebas se mantendrá con estricta confidencialidad por el grupo de investigadores.
- Si considera que no hay dudas ni preguntas acerca de su participación, puede, si así lo desea, firmar la Carta de Consentimiento Informado que forma parte de este documento.

Si en algún momento tiene alguna pregunta relacionada con la investigación o su participación, puede contactarse con el director del proyecto Investigador Leonardo Antonio Bermeo Varón, e-mail leonardo.bermeo00@usc.edu.co, teléfono: 3014904333 o con las estudiantes Luisa María Poveda Londoño, e-mail luisa.poveda00@usc.edu.co , teléfono 3104761935 y Katherin Nathalia Ortiz Ortega, e-mail katherin.ortiz00@usc.edu.co, teléfono 3187068136. Todos en condiciones de atender sus inquietudes o comentarios.

Usted recibirá una copia del presente consentimiento informado.

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO
PARA PARTICIPAR EN PROTOCOLOS DE INVESTIGACIÓN

Yo, **NOMBRE** identificada(o) con **IDENTIFICACIÓN**, he leído y comprendido la información anterior y mis preguntas han sido respondidas de manera satisfactoria. He sido informado y entiendo que los datos obtenidos en el estudio pueden ser publicados o difundidos con fines científicos. Convengo en la participación de este estudio de investigación.

Recibiré una copia firmada y fechada de esta forma de consentimiento.

Firma

CC

Fecha

Testigo 1

CC

Fecha

Testigo 2

CC

Fecha

COMPROMISOS DEL INVESTIGADOR

He explicado al Sr(a). **NOMBRE DEL PARTICIPANTE** la naturaleza y los propósitos de la investigación; le he explicado acerca de los riesgos y beneficios que implica su participación. He contestado a las preguntas en la medida de lo posible y he preguntado si tiene alguna duda. Acepto que he leído y conozco la normatividad correspondiente para realizar investigación con seres humanos y me apego a ella. Una vez concluida la sesión de preguntas y respuestas, se procedió a firmar el presente documento.

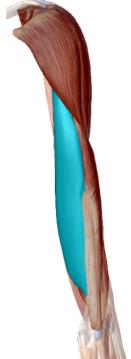
Firma del investigador 1

Fecha

Firma del investigador 2

Fecha

ANEXO 2. Mapeo de los principales músculos involucrados en los movimientos de flexión y extensión del codo.

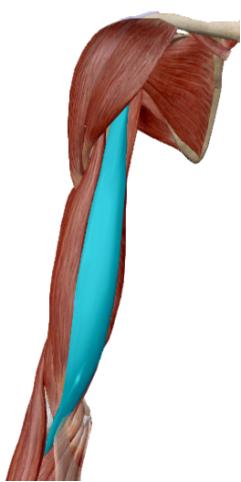
<p>EXTENSIÓN. Se denomina extensión al movimiento que separa la cara anterior del brazo y el antebrazo.</p>	
MÚSCULOS INVOLUCRADOS EN LA EXTENSIÓN DEL CODO	
 <p>Tríceps (Tríceps braquial), cabeza larga. Extensor del codo. Origen: Tuberosidad infraglenoidea. Inserción: Olécranon del cúbito. Inervación: Nervio radial (C6,C8). Acción: Aducción del hombro.</p>	 <p>Tríceps (Tríceps braquial), cabeza lateral. Origen: Cara posterior del cuerpo del húmero. Inserción: Olécranon del cúbito. Inervación: Nervio radial (C6,C8). Acción: Extiende el antebrazo a la altura del codo</p>
 <p>Tríceps (Tríceps braquial), cabeza medial. Origen: Cara posterior del cuerpo del húmero; debajo del surco del nervio radial. Inserción: Olécranon del cúbito. Inervación: Nervio radial (C6,C8). Acción: Extiende el antebrazo a la altura del codo.</p>	 <p>Ancóneo. Origen: Parte posterior del epicóndilo lateral del húmero. Inserción: Lado del olécranon y cara dorsal proximal del cuerpo del cúbito. Inervación: Nervio radial (C7,C8). Acción: Extiende el antebrazo a la altura del codo.</p>

FLEXIÓN

Se denomina flexión al movimiento que permite acercar la cara anterior del brazo y el antebrazo.



MÚSCULOS INVOLUCRADOS EN LA FLEXIÓN DEL CODO



Bíceps braquial, cabeza corta.

Origen: Apófisis coracoideas de la escápula.

Inserción: Tuberosidad radial.

Inervación: Nervio musculocutáneo (C5, C6).

Acción: Flexiona y supina el codo.



Bíceps braquial, cabeza larga.

Origen: Tubérculo supraglenoideo de la escápula

Inserción: Tuberosidad radial y aponeurosis bicipital.

Inervación: Nervio musculocutáneo (C5,C6).

Acción: Flexiona y supina el codo.



Brachialis.

Origen: Mitad distal anterior del húmero.

Inserción: Tuberosidad cubital .

Inervación: Nervio musculocutáneo (C5,C6) y una rama del nervio radial.

Acción: Flexiona el antebrazo a la altura del codo.



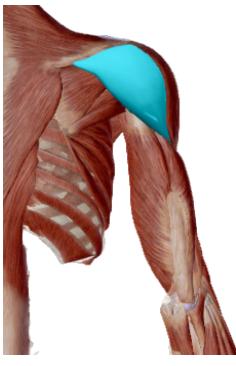
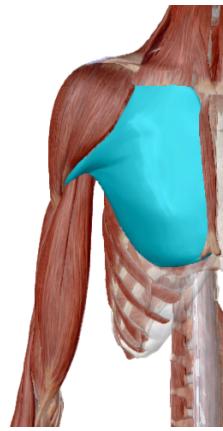
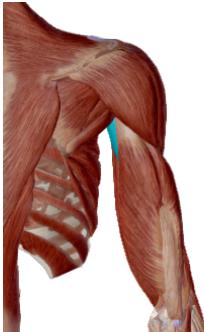
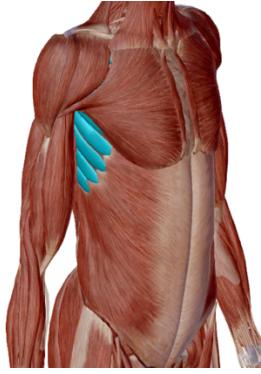
Brachioradialis.

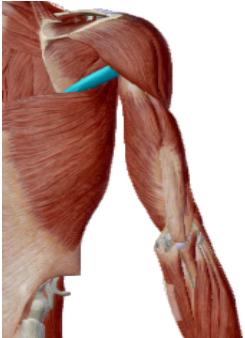
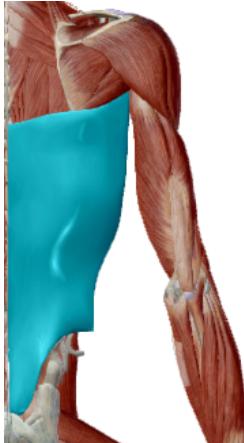
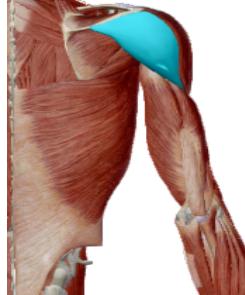
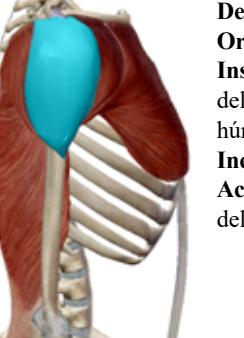
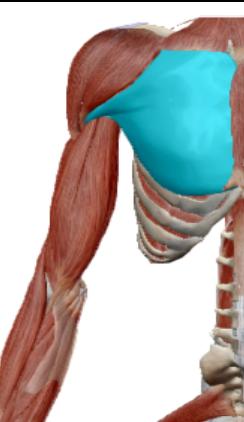
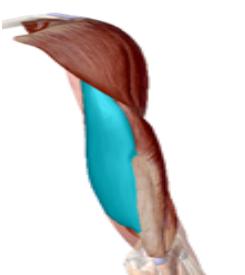
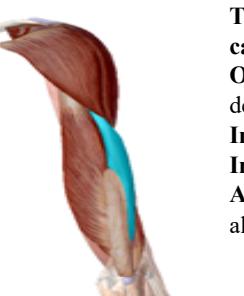
Origen: Cresta superior del epicóndilo lateral del húmero y el tabique intermuscular lateral.

Inserción: Lado lateral de la base de la apófisis estiloides del radio.

Inervación: Nervio radial (C5, C6).

Acción: Flexiona el antebrazo a la altura del codo.

MÚSCULOS INVOLUCRADOS EN LA FLEXIÓN DEL HOMBRO			
 <p>Deltoides, cabeza anterior (porción clavicular). Origen: Tercio lateral de la clavícula. Inserción: Tuberosidad deltoides del lado lateral del cuerpo del húmero. Inervación: Nervio axilar (C5, C6). Acción: Flexión y rotación medial (interna) del húmero.</p>	 <p>Deltoides, cabeza media (acromial). Origen: Acromion. Inserción: Tuberosidad deltoides del lado lateral del cuerpo del húmero. Inervación: Nervio axilar (C5,C6). Acción: Abducción del húmero.</p>		
 <p>Deltoides, cabeza posterior (espinal). Origen: Espina de la escápula. Inserción: Tuberosidad deltoides del lado lateral del cuerpo del húmero. Inervación: Nervio axilar (C5, C6) Acción: Extensión y rotación lateral del húmero.</p>	 <p>Pectoral mayor. Origen: Cara anterior de la porción esternal de la clavícula, cara anterior del esternón, cartílagos de las costillas verdaderas y aponeurosis del oblicuo externo. Inserción: Cresta del tubérculo mayor del húmero. Inervación: Nervios pectoral medial (C8-T1) y pectoral lateral (C5-C7). Acción: Aduce y flexiona el brazo y lo rota medialmente (hacia dentro).</p>		
 <p>Biceps braquial, cabeza corta. Origen: Apófisis coracoides de la escápula. Inserción: Tuberosidad radial. Inervación: Nervio musculocutáneo (C5, C6). Acción: Flexiona y supina el codo.</p>	 <p>Biceps braquial, cabeza larga. Origen: Tubérculo supraglenoideo de la escápula Inserción: Tuberosidad radial y aponeurosis bicipital. Inervación: Nervio musculocutáneo (C5,C6). Acción: Flexiona y supina el codo.</p>		
 <p>Coracobrachialis. Origen: Apófisis coracoides de la escápula. Inserción: Cara y borde mediales del cuerpo del húmero. Inervación: Nervio musculocutáneo (C5-C7, principalmente C7) Acción: Aducción y flexión del húmero, ayuda a mantener la cabeza del hueso en contacto con la cavidad glenoidea.</p>	 <p>Serrato anterior. Origen: 8-9 costillas superiores. Inserción: Borde medial de la escápula. Inervación: Torácico largo (C5-C7). Acción: Protrae la escápula; rotación hacia arriba de la escápula (la cavidad glenoide se mueve hacia arriba); sostiene la escápula cerca de la pared torácica; eleva las costillas cuando la escápula está fija.</p>		

MÚSCULOS INVOLUCRADOS EN LA EXTENSIÓN DEL HOMBRO		
 <p>Redondo Mayor Origen: Ángulo inferior de la escápula. Inserción: Surco intertubercular del húmero. Inervación: Nervio subescapular inferior (C5 Y C6). Acción: Extensión, aducción y rotación medial (interna) del húmero.</p>	 <p>Dorsal Ancho Origen: Apófisis espinosas de T7-T12, L1-L5, y el sacro; fascia toracolumbar; porción inferior de la escápula; tercio posterior de la cresta ilíaca ; costillas 09-12. Inserción: Surco intertubercular del húmero. Inervación: Nervio toraco dorsal (nervio subescapular medio o largo), una rama del fascículo posterior (C6 - C8). Acción: Rotación medial, aducción, extensión y respiración.</p>	
 <p>Deltoides cabeza posterior: Origen: Tercio lateral de la clavícula. Inserción: Tuberosidad deltoideas del lado lateral del cuerpo del húmero. Inervación: Nervio axilar (C5,C6). Acción: flexión y rotación medial (interna) del húmero.</p>	 <p>Deltoides cabeza media: Origen: Acromion. Inserción: Tuberosidad deltoideas del lado lateral del cuerpo del húmero. Inervación: Nervio axilar (C5,C6). Acción: Extensión y rotación lateral del húmero.</p>	
 <p>Deltoides cabeza anterior: Origen: Tercio lateral de la clavícula. Inserción: Tuberosidad deltoideas del lado lateral del cuerpo del húmero. Inervación: Nervio axilar (C5-C6). Acción: Flexión y rotación medial (interna) del húmero.</p>	 <p>Pectoral Mayor: Origen: Cara anterior de la porción esternal de la clavícula, cara anterior del esternón, cartílagos de las costillas verdaderas y aponeurosis del oblicuo externo. Inserción: Cresta del tubérculo mayor del húmero. Inervación: Nervios pectoral medial (C8-T1) y pectoral lateral (C5-C7). Acción: Aduce y flexiona el brazo y lo rota medialmente (hacia adentro).</p>	
 <p>Tríceps (Tríceps braquial), cabeza larga. Origen: Tuberrosidad infraglenoidea. Inserción: Olécranon del cúbito. Inervación: Nervio radial (C6,C8). Acción: Aducción del hombro.</p>	 <p>Tríceps (Tríceps braquial), cabeza lateral. Origen: Cara posterior del cuerpo del húmero. Inserción: Olécranon del cúbito. Inervación: Nervio radial (C6,C8). Acción: Extiende el antebrazo a la altura del codo.</p>	



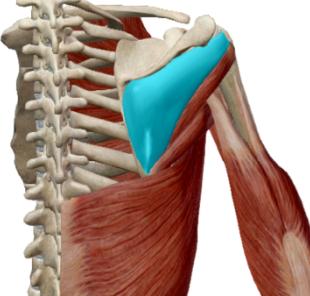
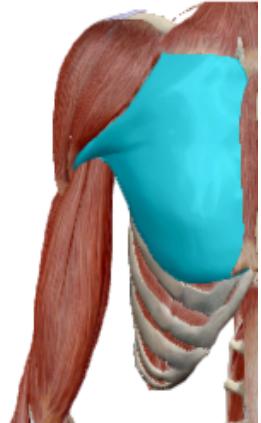
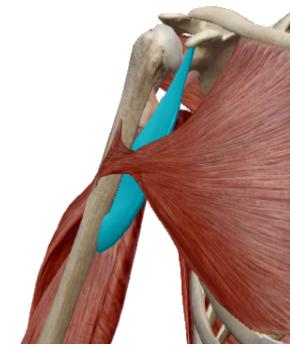
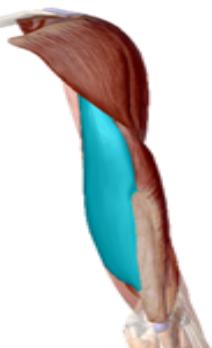
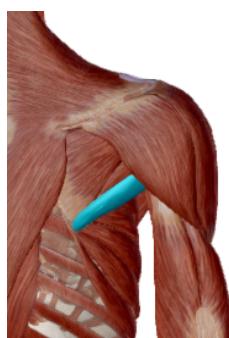
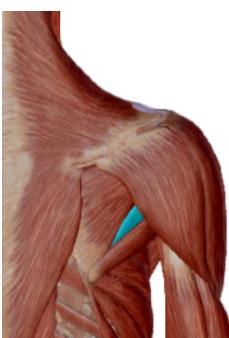
Tríceps (Tríceps braquial), cabeza medial:

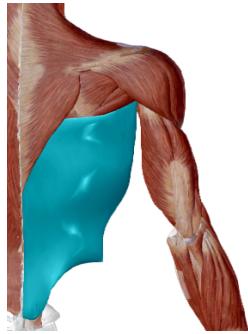
Origen: Cara posterior del cuerpo del húmero; debajo del surco del nervio radial.

Inserción: Olécranon del cúbito.

Inervación: Nervio radial (C6,C8).

Acción: Extiende el antebrazo a la altura del codo.

MÚSCULOS INVOLUCRADOS ADUCCIÓN DEL HOMBRO			
 <p>Infraespínoso: Origen: Fos infraespínosa de la superficie posterior de la escápula. Inserción: Tubérculo mayor del húmero. Inervación: Nervio supraescapular (C5,C6). Acción: Rota lateralmente el miembro superior ; estabiliza la articulación glenohumeral.</p>	 <p>Pectoral Mayor: Origen: Cara anterior de la porción esternal de la clavícula, cara anterior del esternón, cartílagos de las costillas verdaderas y aponeurosis del oblicuo externo. Inserción: Cresta del tubérculo mayor del húmero. Inervación: Nervios pectoral medial (C8-T1) y pectoral lateral (C5-C7). Acción: Aduce y flexiona el brazo y lo rota medialmente (hacia adentro).</p>		
 <p>Coracobrachial: Origen: Apófisis coracoides de la espalda. Inserción: Cara y bordes mediales del cuerpo del húmero Inervación: Nervio musculocutáneo (C5-C7, principalmente C7). Acción: Aducción y flexión del húmero; ayuda a mantener la cabeza del hueso en contacto con la cavidad glenoidea.</p>	 <p>Tríceps (Tríceps braquial), cabeza larga. Origen: Tuberosidad infraglenoidea. Inserción: Olécranon del cúbito. Inervación: Nervio radial (C6,C8). Acción: Aducción del hombro.</p>		
 <p>Tríceps (Tríceps braquial), cabeza lateral. Origen: Cara posterior del cuerpo del húmero. Inserción: Olécranon del cúbito. Inervación: Nervio radial (C6,C8). Acción: Extiende el antebrazo a la altura del codo.</p>	 <p>Tríceps (Tríceps braquial), cabeza medial: Origen: Cara posterior del cuerpo del húmero; debajo del surco del nervio radial. Inserción: Olécranon del cúbito. Inervación: Nervio radial (C6,C8).</p>		
 <p>Redondo mayor. Origen: Ángulo inferior de la escápula. Inserción: Surco intertubercular del húmero. Inervación: Nervio subescapular inferior (C5, C6). Acción: Extensión, aducción y rotación medial (interna) del húmero.</p>	 <p>Redondo menor. Origen: Borde lateral de la escápula. Inserción: Tuberosidad mayor del húmero. Inervación: Nervio axilar (C5, C6). Acción: Rotación lateral (externa) del húmero, ayuda a proteger y estabilizar la articulación del hombro.</p>		



Dorsal ancho.

Origen: Apófisis espinosas de T7-T12, L1-L5 y el sacro; fascia toracolumbar; porción inferior de la escápula; tercio posterior de la cresta ilíaca; costillas 09-12.

Inserción: Surco intertubercular del húmero.

Inervación: Nervio toraco dorsal (nervio subescapular medio o largo), una rama del fascículo posterior (C6-C8).

Acción: Rotación medial, aducción, extensión y respiración.