

**APLICACIÓN DE METODOLOGÍA BASADA EN LA TRANSFORMADA CONTINUA DE
WAVELET PARA ESTIMACIÓN DEL GESTO DROP JUMP**

Laura Camila Mayorga Lozada

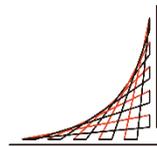
Práctica de investigación

Tutor

**MSc. Wilson Alexander Sierra Arévalo
Dr. Luis Eduardo Rodríguez Cheu**



**Universidad del
Rosario**



**ESCUELA
COLOMBIANA
DE INGENIERÍA
JULIO GARAVITO**

UNIVERSIDAD

**UNIVERSIDAD DEL ROSARIO
UNIVERSIDAD ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
BOGOTÁ D.C
2023**

AGRADECIMIENTOS

A puertas de la culminación de esta etapa, expreso profundos sentimientos de agradecimiento a todos aquellos que han contribuido en mi crecimiento personal y profesional. Sin duda, el pregrado ha sido la experiencia más enriquecedora hasta ahora, llena de obstáculos y desafíos, pero también de momentos de satisfacción, alegría y oportunidades de crecimiento personal.

En primer lugar, mi gratitud se dirige a mis padres Patricia Lozada y Carlos Mayorga, a quienes debo más de lo que las palabras pueden expresar. A lo largo de los años, he sido testigo de sus incansables esfuerzos y sacrificios para brindarnos, a mis hermanos y a mí, la oportunidad de perseguir nuestros sueños. Gracias por su apoyo inquebrantable, compromiso y amor, fundamentales en los momentos difíciles. Cada valor inculcado por ustedes ha contribuido a forjar la persona que soy hoy y, desde luego, la que seré mañana.

A mis hermanos, Carlos y Gabriela, quienes son para mí inspiración y seguridad en medio de la adversidad. Especialmente, agradezco a Carlitos por creer en mí y mis capacidades desde el primer momento, así como por su paciencia, ayuda y orientación no solo en esta, sino en todas las etapas de mi vida. A Gaby, gracias por ser motivación y aportar un propósito a seguir adelante cuando la meta parecía inalcanzable.

Agradezco a mis amigos, de quienes guardo invaluable recuerdos y enseñanzas. Particularmente, quiero reconocer a Niyereth Cubillos por su lealtad y apoyo incondicional. También expreso mi gratitud hacia mi pareja, Alan Sarmiento, por su amor, comprensión, apoyo y palabras de aliento. Juntos hemos compartido alegrías, enfrentado desafíos y construido recuerdos que atesoraré para siempre.

Finalmente, quiero agradecer al Ing. Wilson Alexander Sierra por su orientación y apoyo durante el desarrollo de mi trabajo de grado. Su experiencia y dedicación han sido fundamentales para el éxito de este proyecto. De igual manera, agradezco al Ing. Luis Eduardo Rodríguez por la confianza depositada en mí, así como a todos aquellos profesores que contribuyeron en mi formación académica como ingeniera biomédica.

Gracias a todos quienes hicieron este camino inolvidable.

TABLA DE CONTENIDO

1.	INTRODUCCIÓN	6
2.	OBJETIVOS.....	8
2.1.	Objetivo general	8
2.2.	Objetivos específicos	8
3.	METODOLOGÍA	9
3.1.	Problema a solucionar.....	9
3.2.	Señal de Electromiografía de superficie (sEMG)	9
3.2.1.	Características	9
3.2.2.	Fisiología.....	10
3.2.3.	Adquisición.....	11
3.2.3.1.	Sensor Trigno Advanti	12
3.2.4.	Métodos de análisis	13
3.2.4.2.	Análisis espectral.....	13
3.2.4.2.1.	Transformada de Fourier	14
3.2.4.2.2.	Transformada de Fourier de Tiempo Corto (STFT).....	14
3.2.4.2.3.	Transformada Continua de Wavelet (CWT)	15
3.3.	Transformada Continua de Wavelet (CWT).....	16
3.3.1.	Condición de admisibilidad.....	16
3.3.2.	Características tiempo-frecuencia	16
3.3.3.	Escalograma	18
3.4.	Drop Jump (DJ).....	18
3.5.	Datos a emplear	19
3.6.	Fases del proyecto.....	20
3.6.1.	Procesamiento para estimación de centros articulares.....	20
3.6.2.	Identificación de eventos que definen la fase de apoyo en la maniobra Drop Jump.....	21
3.6.3.	Identificación de wavelet madre adecuada para detección de cambios en la señal sEMG.....	21
3.6.4.	Tratamiento de datos	23
3.6.4.1.	Procesamiento de señales sEMG.....	23
3.6.4.2.	Identificación de picos de localización de energía	24
4.	RESULTADOS.....	25
5.	DISCUSIÓN.....	31
6.	RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS	34
7.	CONCLUSIONES	35
	REFERENCIAS	36

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Fases de la maniobra Drop Jump.	19
Tabla 2. Número de muestras, de los datos de los marcadores, asociadas a cada evento y porcentaje de cada uno en la ventana de observación.	25
Tabla 3. Componente principal de frecuencia de las máximas localizaciones de energía para cada músculo y su correspondencia en el ciclo de observación.	29
Tabla 4. Período de duración y rango de frecuencia de las máximas localizaciones de energía para cada músculo.....	30

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Unidad motora. Adaptado de [15].	11
Figura 2. Orientación del sensor Trigno Advanti. Adaptado de [18].	12
Figura 3. Resolución espectrograma obtenido a partir de la Transformada de Fourier de Tiempo Corto (STFT). Adaptado de [21].	15
Figura 4. Resolución escalograma obtenido a partir de la Transformada Continua de Wavelet (CWT). Adaptado de [21].	15
Figura 5. Ancho de banda relativo constante de la Transformada Continua de Wavelet (CWT). Adaptado de [21].	17
Figura 6. Visualización de señales en el escalograma de acuerdo a su frecuencia y amplitud. Adaptado de [25].	18
Figura 7. Ubicación de sensores de sEMG en los músculos de interés.	20
Figura 8. Diagrama de Gantt del proyecto.	20
Figura 9. Representación gráfica de la ondícula Morlet (ecuación 3.11)	22
Figura 10. Diagrama de proceso de tratamiento de datos.	23
Figura 11. Comportamiento del desplazamiento y velocidad verticales del centro de masa durante la ventana de observación.	25
Figura 12. Comportamiento del ángulo de la rodilla derecha y velocidad angular en el plano sagital durante la ventana de observación.	26
Figura 13. Escalogramas para cada músculo durante la ventana de observación correspondiente a la fase de apoyo del Drop Jump.	26
Figura 14. Escalogramas para cada músculo durante la ventana de observación correspondiente a la fase excéntrica del Drop Jump.	27
Figura 15. Umbralización de los escalogramas en la parte izquierda y eliminación de objetos junto con llenado de huecos en la parte derecha.	28
Figura 16. Cálculo e identificación de centroides sobre las áreas de máxima localización de energía.	29

1. INTRODUCCIÓN

La Universidad Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito es una institución de educación superior fundada a partir de la búsqueda y necesidad de formar excelentes profesionales, con un alto aprendizaje científico y técnico, en el campo de la ingeniería. En su campus, cuenta con diversidad de laboratorios que apoyan e impulsan el desarrollo de actividades de experimentación e investigación. Entre ellos, el programa de Ingeniería biomédica dispone del laboratorio de Ingeniería de la Rehabilitación y Análisis de Movimiento (IRAM), encaminado al desarrollo e investigación de técnicas avanzadas de modelado cinético y cinemático del movimiento humano [1].

Se entiende como análisis de movimiento humano al estudio sistemático del movimiento por medio de una cuidadosa observación, acompañada de la instrumentación adecuada para medir la mecánica del cuerpo y la actividad de los músculos durante una acción motora determinada, teniendo como objetivo entender la función mecánica del sistema musculoesquelético. Como herramienta, es ampliamente usado para el diagnóstico e investigación en áreas clínicas que incluyen medicina, ergonomía y biomecánica deportiva. Específicamente, en esta última juega un papel fundamental en el entrenamiento deportivo, favoreciendo la optimización del rendimiento atlético y la prevención de lesiones [2].

A este respecto, suelen emplearse sistemas de captura de movimiento, cuyo funcionamiento está fundamentado en el principio de estereofotogrametría en el que, por medio de marcadores ubicados en puntos estratégicos del cuerpo y sobre la superficie de la piel, se calculan trayectorias tridimensionales que permiten la obtención de métricas relacionadas con el movimiento del sistema musculoesquelético. De igual manera, es común el uso de plataformas de fuerza, que permiten la medición de las fuerzas externas aplicadas a dicho sistema [2]; y de señales de electromiografía de superficie (sEMG), mediante las cuales se hace posible describir y cuantificar el accionar de los músculos para la producción y el control del movimiento [3], por lo cual resultan de gran utilidad e importancia a la hora de hacer análisis en la ciencia deportiva.

En virtud de lo anterior, se han desarrollado y explorado diferentes métodos para el procesamiento y análisis de señales sEMG, algunos de los cuales se encuentran enfocados a la determinación de la amplitud de la activación muscular en el dominio del tiempo; sin embargo, estos son considerados una limitación debido a la señalada inconsistencia atribuida a las diferencias en los resultados entre estos métodos [4][5]. Sumado a lo anterior, este tipo de metodologías no proporcionan información acerca de la banda de frecuencias en la que ocurren los eventos importantes durante la actividad motora y, profesionalmente, no son consideradas adecuadas para estudios que involucren la comparación entre sujetos. Es así como se introducen los métodos de análisis espectral, a partir de los cuales se puede obtener información sobre el número de neuronas motoras reclutadas, sus frecuencias de disparo e incluso el tipo de fibras motoras involucradas en las diferentes etapas de una actividad motora específica [6].

Entre los diferentes métodos para el análisis espectral, la Transformada Continua de Wavelet (CWT, por sus siglas en inglés) ha sido diseñada para localizar satisfactoriamente el contenido frecuencial de señales no estacionarias y transitorias rápidas, como lo son las señales de EMG, tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia por medio del escalamiento y traslación de una función base denominada

wavelet madre [6][7]. Más aún, la CWT dispone un análisis multiresolución para los dominios mencionados, superando en este aspecto a la Transformada Rápida de Fourier (FFT, por sus siglas en inglés), que no provee información sobre el tiempo en el que ocurren los eventos espectrales, y a la Transformada de Fourier de Tiempo Corto (STFT, por sus siglas en inglés), lo que permite un estudio adecuado para la señal de sEMG [6]. Los resultados obtenidos a partir del procesamiento de las señales usando CWT pueden ser observados e interpretados visualmente en lo que se denomina el espectrograma de Wavelet o escalograma, una distribución de la energía de la señal en el plano tiempo-escala, cuya representación corresponde a un mapa de calor [8].

Ahora bien, en el estudio de la mejora de la potencia de las extremidades inferiores y el rendimiento de los atletas se incluye la ejecución de ejercicios pliométricos que incluyen el ciclo de estiramiento-acortamiento muscular (SSC, por sus siglas en inglés). Dentro de los más usados se encuentra el Drop Jump (DJ), un tipo de salto en el que se indica al atleta dejarse caer desde una altura determinada para inmediatamente saltar tan alto como le sea posible. Este gesto incluye una fase de apoyo cuya influencia se considera importante en parámetros del salto como la potencia y la altura, por lo que se considera conveniente su estudio con el fin de proporcionar un mayor entendimiento acerca de los eventos que durante esta ocurren [9]. Sumado a lo anterior, el tiempo de duración de la fase de apoyo, o tiempo de contacto, es usado junto con la altura máxima alcanzada para el cálculo del Índice de Fuerza Reactiva (RSI, por sus siglas en inglés), una medida útil en la estimación del desempeño de la extremidad inferior durante el DJ, especialmente la habilidad de ejecutar el SSC de forma rápida; sin embargo, no se tiene conocimiento de sus determinantes biomecánicos [10][11].

Por lo anterior, el presente trabajo propone aplicar la CWT como metodología para el procesamiento de señales sEMG con el fin de aprovechar sus características e información proporcionada acerca del comportamiento muscular para analizar los eventos del gesto deportivo DJ ejecutado por deportistas de alto rendimiento. Asimismo, se estiman el rango articular de la rodilla y su velocidad angular en el plano sagital a fin de establecer una correlación entre estos y los resultados obtenidos a partir de la CWT durante la ventana de interés.

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo general

Aplicar la Transformada Continua de Wavelet (CWT) como metodología para el procesamiento de señales sEMG obtenidas de deportistas de alto rendimiento, para que, por medio de la distribución de la densidad de energía en los dominios del tiempo y la frecuencia se permita una caracterización de la maniobra Drop Jump (DJ).

2.2. Objetivos específicos

- Identificar los eventos que definen las fases de apoyo en la maniobra Drop Jump.
- Identificar la ondícula madre adecuada para obtener información de cambios de las señales sEMG.
- Emplear la CWT para el procesamiento de las señales sEMG obtenidas durante la maniobra Drop Jump.
- Correlacionar los resultados obtenidos a través de la CWT con la cinemática de la articulación de la rodilla.

3. METODOLOGÍA

3.1. Problema a solucionar

La señal de EMG indica la función muscular a través del análisis del potencial eléctrico derivado de la contracción de sí mismo y cuya representación más común es la variación de la amplitud en el dominio del tiempo. El conjunto de sus aplicaciones más relevantes, en biomecánica y otras áreas de investigación, incluye el estudio de la activación y fatiga muscular, identificación de patrones de movimiento, explicación de las estrategias del sistema neuromotor durante tareas complejas, entre otras [12]. Particularmente, en las ciencias del deporte, la señal de sEMG resulta favorable para el estudio de disfunción muscular, patrones de movimiento incorrectos y análisis dinámicos en pro de la prevención de lesiones y el progreso del rendimiento del atleta [13].

De conformidad con lo anterior, es importante contar con un método de procesamiento de señales que resulte adecuado para la señal de sEMG, de acuerdo con sus características. A pesar de la utilidad presentada por el análisis de amplitud de la señal, es de conocimiento que los resultados varían de acuerdo con las etapas de procesamiento aplicadas a este, razón por la cual se considera la obtención de resultados imprecisos. Sumado a lo anterior, este método no suministra información del contenido frecuencial de la señal, importante para la determinación de las frecuencias de disparo y fibras musculares involucradas en un determinado evento, por lo que el estudio de otros métodos que amplían y combinan los dos dominios mencionados contribuye al crecimiento de la obsolescencia del análisis de amplitud como metodología de procesamiento.

Es así como la presente investigación propone dar solución a la problemática expuesta mediante la aplicación de una metodología de procesamiento distinta que permita el análisis de la señal en los dominios del tiempo y la frecuencia, como la Transformada de Wavelet.

3.2. Señal de Electromiografía de superficie (sEMG)

3.2.1. Características

La señal de sEMG se conoce como una señal estocástica y no estacionaria que puede ser representada como una función de distribución Gaussiana. En cuanto a sus rangos de información, su amplitud pico a pico varía en el rango de 0-10mV y su contenido espectral se encuentra en 0-500Hz, siendo el rango de energía dominante 50-150Hz [14].

Durante su adquisición, la señal puede verse afectada por cuatro tipos de ruido que corresponden a [14]:

- Ruido inherente a los componentes electrónicos del equipo de detección y registro.
- Ruido ambiental.
- Artefactos de movimiento, en donde se incluye el ruido producido en la interfaz entre la superficie de detección del electrodo y la piel.
- Inestabilidad inherente de la señal.

Cabe destacar que algunos estudios recomiendan la eliminación de componentes de naturaleza inestable, como los disparos de las unidades motoras (UM) que se encuentran en el rango 0-20Hz [14].

3.2.2. Fisiología

El movimiento humano y la variedad de factores relacionados con este exigen de un sistema de regulación de la acción o actividad, lo que compromete la intervención de distintos sistemas motores aislados. No obstante, el sistema esquelético motor es quien desempeña un rol primordial en el control de la fuerza y el movimiento. En consecuencia, se exponen algunas de las ideas relevantes acerca de este [15].

El origen de la programación motora tiene lugar en la corteza premotora, cuya información en conjunto con la proveniente del cerebelo y, en cierta medida, de los ganglios basales confluye en la corteza motora primaria, que a su vez tiene influencia sobre las α -motoneuronas, suscitando un control cortical directo sobre el músculo [15].

Para un mayor entendimiento, las α -motoneuronas en conjunto con las fibras musculares inervadas por sus ramas axonales son lo que se conoce como unidad motora (UM), representada en la figura 1. Con base a sus propiedades fisiológicas, las UM se clasifican en FR o tipo IIa, FF o tipo IIb y S o tipo I, que corresponden respectivamente a UM fatigables de contracción rápida, resistentes a la fatiga de contracción rápida, y de contracción lenta siendo el tipo más resistente a la fatiga [15].

Al ser la α -motoneurona el punto final de la vía de control, aquella corriente neta que producen los diferentes caminos de inervación sináptica que confluyen en ella genera un impulso eléctrico que circula a su largo, generando una excitación en las fibras musculares que implica la contracción muscular y la generación de un Potencial de Acción de Unidad Motora (MUAP, por sus siglas en inglés), aquel detectado por parte del electrodo y que constituye la unidad fundamental de la señal de EMG [15][16]. Dicho potencial de acción puede variar su forma de acuerdo a diferentes factores que incluyen el tamaño de la fibra muscular, el número de fibras musculares inervadas por la UM y la posición de la superficie de detección del electrodo respecto a la zona de inervación [16].

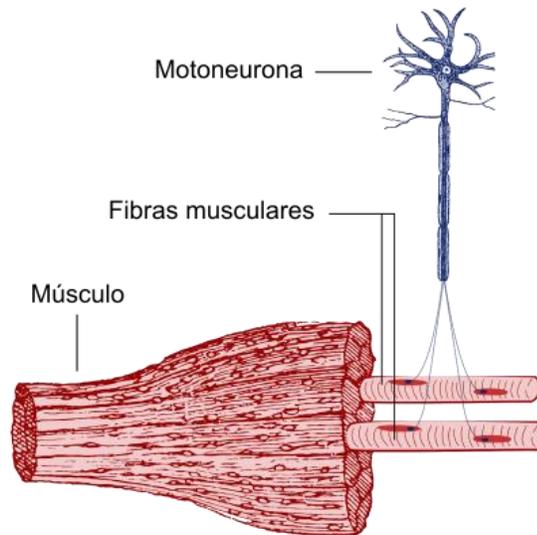


Figura 1. Unidad motora. Adaptado de [15].

Siempre que el músculo necesite generar fuerza o mantener la contracción, el Sistema Nervioso Central (SNC) debe aumentar el número de UMs reclutadas y reiterar su activación, lo que da origen a los Trenes de Potenciales de Acción de Unidad Motora (MUAPT, por sus siglas en inglés), cuya superposición conforma la señal de sEMG en términos de amplitud [16]. Esta característica de la señal puede verse influenciada por factores como la fatiga, la sincronización de las descargas de las diferentes UMs y el potencial individual de las fibras musculares [15].

3.2.3. Adquisición

En cuanto a la adquisición de señales EMG, se emplean electrodos que de acuerdo con su forma de uso registran el potencial eléctrico de forma invasiva o no invasiva. En la primera categoría se encuentran los electrodos de aguja e hilo fino, los cuales se insertan en el músculo a evaluar. Por otro lado, los electrodos de superficie corresponden a una adquisición no invasiva, ya que, como su nombre lo indica, se ubican sobre la superficie de la piel, haciendo que su uso sea extendido, en comparación a los anteriormente mencionados, y adecuado para aplicaciones de análisis de movimiento [13][17].

Con el fin de obtener una señal de calidad, es fundamental tener en mente características como la configuración de los electrodos. A este respecto se conocen la configuración monopolar; en la que se usa un electrodo en la zona muscular y un electrodo de referencia ubicado en un entorno con señales eléctricas no relacionadas a aquellas de interés, o bien una configuración bipolar en la que se usan dos electrodos, diferentes al de referencia, para la adquisición en la zona muscular. Esta última, a diferencia de la configuración monopolar, no detecta señales eléctricas de las proximidades [16].

Sumado a lo anterior, la ubicación de los electrodos se considera fundamental en la adquisición de una señal con un alto porcentaje de fiabilidad. En el momento del posicionamiento, se sugiere ser cuidadoso con la diafonía, que hace referencia al registro indeseado de una señal proveniente de un músculo cercano al músculo a evaluar, y con la susceptibilidad de la señal a la arquitectura del músculo, pues se ha demostrado que tanto

la zona de inervación como la interfaz del tejido músculo tendinoso alteran las características de la señal, por lo que se considera acertado posicionar el electrodo en la mitad entre el centro de la zona de inervación y el tendón posterior. De igual modo, es importante posibilitar la minimización de movimiento entre la superficie de detección de los electrodos y las fibras musculares, ya que movimientos relativos de 0.1 mm pueden afectar de forma drástica las características de la señal de sEMG[16].

3.2.3.1. Sensor Trigno Advanti

A lo largo de los años, con base a los requerimientos, necesidades y circunstancias presentadas, se han llevado a cabo diferentes avances en las tecnologías de adquisición de señales, hasta lograr el desarrollo de sensores inalámbricos y de superficie que permiten mediciones en tiempo real, siendo una herramienta conveniente para la monitorización de la actividad física en ambientes clínicos y no clínicos.

Dentro de los desarrollos comerciales, la empresa tecnológica Delsys cuenta con soluciones que incorporan sensores y software para la integración de dispositivos. Dentro de dichos desarrollos, el sensor Trigno Advanti, empleado para la adquisición de señales sEMG a trabajar en la presente investigación, cuenta con un amplio uso en diferentes áreas, gracias a su precisión a la hora de obtener capturas de la actividad muscular durante el movimiento [13]. Hace parte del sistema inalámbrico de biorretroalimentación Trigno, usado para la adquisición de las señales empleadas en la presente investigación, un dispositivo alimentado por batería que permite la adquisición de señales sEMG con fines de retroalimentación e investigación. Por lo que concierne a su operación, el sistema transmite las señales desde los sensores a una estación base/adaptador sirviéndose de un protocolo inalámbrico de sincronización de tiempo que disminuye la latencia entre los diferentes sensores [18].

Referente a su ubicación, cada sensor cuenta con 4 contactos de barra de plata para la detección de señales EMG de forma superficial. Con el fin de obtener la máxima amplitud posible, los sensores deben ubicarse de manera tal que las barras sean perpendiculares a la dirección de la fibra muscular. El diseño externo del sensor cuenta con una flecha que aporta a la orientación del mismo, tal como muestra la figura 2. Por igual, el sensor debe ubicarse sobre el centro del vientre del músculo, alejado del borde de este y de los tendones [18].



Figura 2. Orientación del sensor Trigno Advanti. Adaptado de [18].

3.2.4. Métodos de análisis

Con el objetivo de sacar provecho de las señales sEMG en sus diferentes ámbitos de aplicación, se han estudiado y desarrollado diferentes métodos de análisis que permiten la extracción de información relevante para cada caso.

3.2.4.1. Análisis de amplitud

A fin de estimar la amplitud de una señal de sEMG, se han desarrollado diferentes técnicas cuyo objetivo principal es la disminución del ruido presente en la señal adquirida y, matemáticamente, el cálculo de la mejor desviación estándar. A partir de diferentes estudios se ha definido una secuencia de etapas de procesamiento cuya salida es considerada una buena aproximación de la amplitud de la señal de sEMG [15]:

- Atenuación de ruido e interferencia: Su finalidad es eliminar el ruido aditivo, artefactos e interferencia de ruido eléctrico que se adquieren durante la lectura de la señal, por medio del uso de filtros analógicos o digitales e incluso la preparación de la superficie para la ubicación del electrodo.
- Blanqueamiento: Dado a la correlación que existe entre las muestras sucesivas en una señal de EMG, se hace necesario añadir una etapa en la que se pondera la correlación de la señal de tal manera que las muestras sucesivas tengan un mismo peso dentro de la señal completa.
- Demodulación: Esta etapa se fundamenta en elevar el valor absoluto de cada muestra a una potencia, los métodos más comunes son el valor medio rectificado (ARV) y el valor cuadrático medio (RMS).
- Suavizado: Las muestras obtenidas a partir de la demodulación se promedian en el tiempo para así lograr una aproximación de la amplitud, esto se hace usando una ventana deslizante, es decir, un filtro de promediado.
- Relinealización: En esta última etapa las muestras de la señal suavizada son elevadas a la inversa de la potencia de demodulación, retornando la señal a unidades de amplitud.

Su utilidad se encuentra en aplicaciones que incluyen el control de prótesis mioeléctricas de miembro superior a partir de la amplitud de más de un músculo para definir más de un movimiento, el estudio de la coordinación e intervalos de activación muscular, por ejemplo, en el ciclo de marcha, y finalmente como un indicador de la fatiga muscular [15]. En el dominio del tiempo, la variación de la amplitud es la forma más evidente para la identificación del esfuerzo muscular. Sin embargo, por sí misma es apenas usada en la estimación de la actividad muscular y otros factores relacionados con el movimiento, por lo que se acompaña de herramientas de análisis espectral [19].

3.2.4.2. Análisis espectral

El análisis espectral es un enfoque que se centra en el estudio de las componentes de frecuencia presentes en una onda, descomponiéndola en sus frecuencias constituyentes [20]. Este enfoque surge como respuesta a las limitaciones encontradas en el análisis de amplitud, especialmente en aplicaciones que requieren la identificación precisa de las frecuencias asociadas a eventos específicos.

3.2.4.2.1. Transformada de Fourier

La transformada de Fourier es un método que se basa en el hecho de que las sinusoides poseen energía en única frecuencia. Al descomponer una onda en series de senos y cosenos de diversas frecuencias, la amplitud de estas sinusoides es proporcional a la contribución de cada frecuencia en la forma de onda original. Una determinación puntual del contenido frecuencial precisa que la señal sea periódica, o de longitud finita, y libre de ruido. Dado que la señal de sEMG no cuenta con estas características, se hace necesario un ventaneo para el análisis de la señal obteniendo así estimaciones del espectro original [20].

En el análisis espectral usando la transformada de Fourier, se asume la señal de sEMG como un proceso estacionario de sentido amplio y de media cero, lo cual es válido cuando se trata de contracciones isométricas [19]. Por medio de esta herramienta de análisis se obtiene la Densidad Espectral de Potencia (PSD, por sus siglas en inglés), que se calcula como el cuadrado de la magnitud de la transformada de Fourier (ecuación 3.1), y cuya resolución aproximada corresponde a $\frac{1}{NT_s}$ donde N corresponde al número de muestras por ventana y T_s al tiempo de muestreo de la señal [20]:

$$PS(f) = (X(f))^2 \quad (3.1)$$

Aunque la transformada de Fourier es de utilidad en la descripción y representación del contenido frecuencial de una señal, no proporciona información acerca de en qué momento ocurre cada evento de frecuencia. En otras palabras, eventos específicos en tiempo se ven distribuidos en todo el espectro [20]. Sumado a lo anterior, el supuesto de la señal de sEMG como estacionaria no es aplicable a contracciones dinámicas [19].

3.2.4.2.2. Transformada de Fourier de Tiempo Corto (STFT)

Basada en la descomposición de la señal en ondas de longitud finita por medio de un ventaneo, la STFT continúa aplicando el supuesto de señal estacionaria para cada segmento de señal con el fin de aplicar la transformada de Fourier a cada uno [19]. Dichos segmentos son considerablemente más cortos que la longitud de la señal original y su extensión debe ser definida cuidadosamente.

A partir de su aplicación, se obtiene una variación del espectro en función del tiempo denominada espectrograma que, si bien provee información de los dos dominios en simultáneo (espectral y frecuencial), presenta dos obstáculos [15]:

- La complejidad en la selección de una longitud de ventana para los segmentos que incluya las diferentes características de la señal.
- La relación inversa tiempo-frecuencia, ya que al reducir la longitud de los datos (N) a fin de obtener una mayor resolución temporal, se obtiene como resultado una menor resolución en frecuencia, recordando que esta está dada por $\frac{1}{NT_s}$, y la exclusión de información a bajas frecuencias.

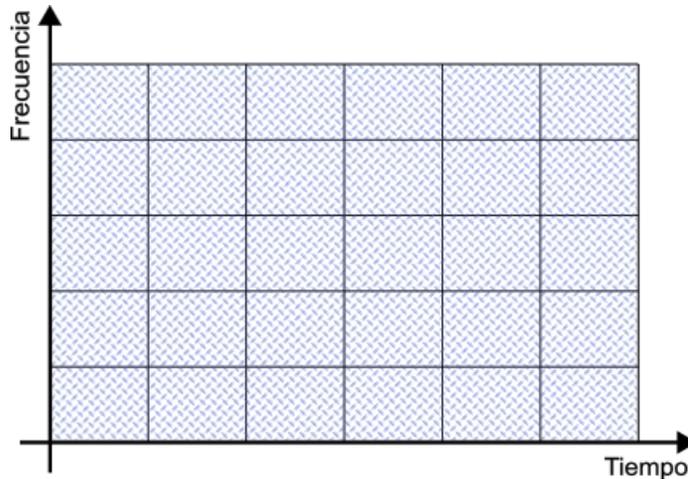


Figura 3. Resolución espectrograma obtenido a partir de la Transformada de Fourier de Tiempo Corto (STFT). Adaptado de [21].

En vista de que la resolución en tiempo frecuencia de la STFT depende exclusivamente del ancho de la ventana, se insinúa la posibilidad de trabajar con una ventana de longitud variable, concepto que corresponde a la transformada de Wavelet.

3.2.4.2.3. Transformada Continua de Wavelet (CWT)

La CWT introduce el concepto de escala, un parámetro mediante el cual se dilata o contrae una función u onda oscilatoria con carácter de paso de banda que se denomina wavelet madre, dando lugar a una familia de funciones llamadas wavelets. Cada una de ellas se convoluciona con la señal de interés, generando coeficientes que indican la correlación entre ellas. A pesar de que las resoluciones de tiempo y frecuencia continúan estando relacionadas inversamente, la variación de los rangos que cubre cada wavelet de acuerdo con su escala permite un análisis multiresolución, lo que soluciona el problema presentado por el método anterior, permitiendo el análisis de eventos de alta frecuencia que varían rápidamente, en superposición con eventos de baja frecuencia que varían lentamente. A continuación, se ahonda en las características matemáticas de la CWT [20].

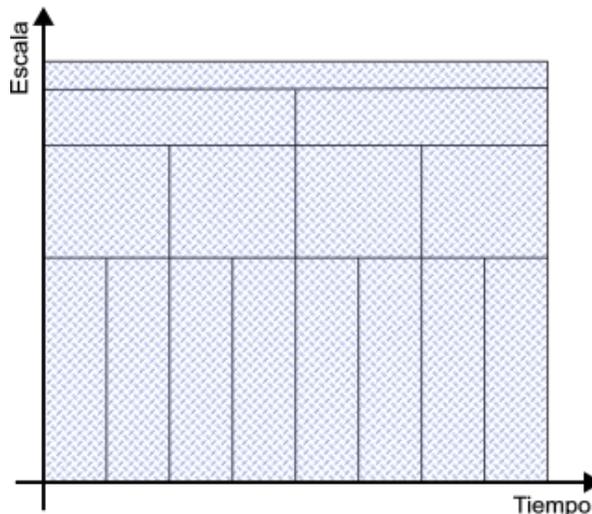


Figura 4. Resolución escalograma obtenido a partir de la Transformada Continua de Wavelet (CWT). Adaptado de [21].

3.3. Transformada Continua de Wavelet (CWT)

Es una herramienta matemáticamente eficiente para el análisis local de señales no estacionarias y con respuestas transitorias rápidas [22]. La CWT se define como:

$$CWT_{\psi x}(a, b) = \int x(t) \psi_{a,b}^*(t) dt \quad (3.2)$$

Donde:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (3.3)$$

En donde $\psi(t)$ corresponde a la wavelet madre, a y b representan los parámetros de escalamiento y traslación, respectivamente, y $\{a, b \in R^+\}$. Analizando la ecuación, se deduce que para $a > 1$ se obtiene una dilatación de la función madre, estableciendo una relación con el análisis de bajas frecuencias; y para $0 < a < 1$ la contracción de la función y su relación con el análisis de altas frecuencias. Cuando se cumple que $a = 1$ y $b = 0$ la wavelet está en su forma original, es decir, corresponde a la función madre [15][20].

3.3.1. Condición de admisibilidad

Para que una función pueda ser considerada como wavelet madre, debe satisfacer la condición de admisibilidad. Esta indica que la onda debe tener energía finita y se describe por la siguiente ecuación [15]:

$$C_{\psi} = \int_0^{+\infty} \frac{|\Psi(f)|^2}{f} df < +\infty \quad (3.4)$$

En donde $\Psi(f)$ simboliza la transformada de Fourier de la función madre $\psi(t)$. De igual manera, se debe cumplir que:

$$\Psi(0) = 0 \quad (3.5)$$

Por lo que la wavelet puede entenderse como un filtro pasa banda en el dominio de Fourier. Por otro lado, en el dominio del tiempo, su carácter oscilatorio debe hacer cumplir que [23]:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (3.6)$$

3.3.2. Características tiempo-frecuencia

Los filtros wavelet en el análisis continuo tienen la propiedad de Q constante, lo que quiere decir que su ancho de banda es proporcional a su frecuencia central. Un aumento en la resolución del tiempo se acompaña de un aumento en la frecuencia central y su ancho de banda, lo que a su vez implica una disminución en la resolución de la frecuencia. La relación de ancho de banda relativo constante corresponde a [21]:

$$\frac{\Delta f}{f} = c \quad (3.7)$$

Lo anterior explica el espaciamento frecuencial entre las frecuencias centrales de las wavelets, ya que a frecuencias bajas la separación es menor en comparación con las frecuencias altas. En CWT este espaciamento viene dado por $2^{(1/NV)j}$, donde $j = \{1, 2, 3, \dots, N\}$ [24].

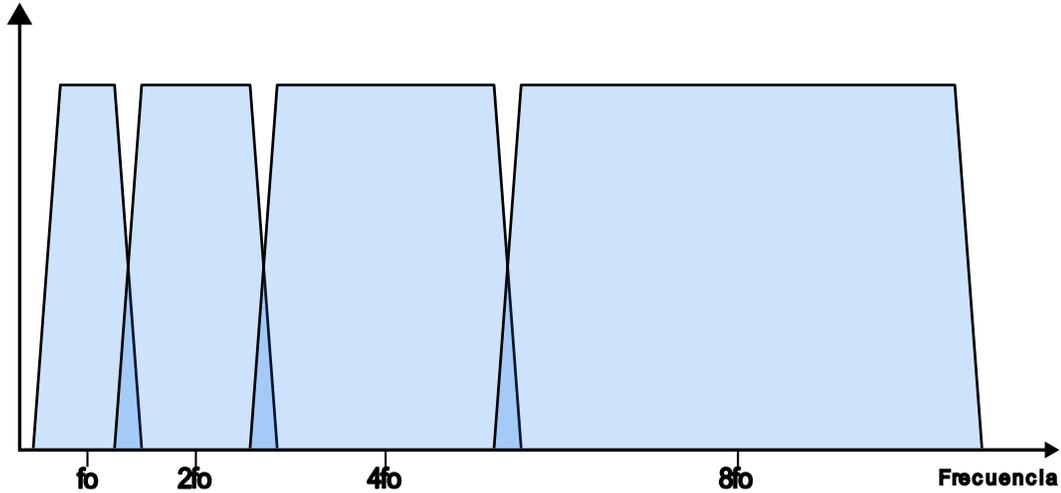


Figura 5. Ancho de banda relativo constante de la Transformada Continua de Wavelet (CWT). Adaptado de [21].

Al permitir que las resoluciones $\Delta\omega$ y Δt varíen en el plano tiempo-frecuencia, se obtiene un análisis multiresolución. Las ecuaciones que definen los rangos de tiempo y frecuencia para la CWT son:

$$\Delta t_{\psi} = \sqrt{\frac{\int_{-\infty}^{\infty} (t - t_0)^2 |\Psi(t/a)|^2 dt}{\int_{-\infty}^{\infty} |\Psi(t/a)|^2 dt}} \quad (3.8)$$

$$\Delta\omega_{\psi} = \sqrt{\frac{\int_{-\infty}^{\infty} (\omega - \omega_0)^2 |\Psi(\omega)|^2 d\omega}{\int_{-\infty}^{\infty} |\Psi(\omega)|^2 d\omega}} \quad (3.9)$$

Para una wavelet específica, definida por su parámetro a , los rangos equivalen a $\Delta t_{\psi}(a) = |a|\Delta t_{\psi}$ y $\Delta\omega_{\psi}(a) = \Delta\omega_{\psi}/a$, cuya multiplicación cancela el parámetro a , dando un resultado constante. Así, se demuestra que el producto entre los dos rangos no se ve afectado por los escalamientos realizados a la wavelet madre y que existe una relación inversa entre ellos, lo que explica la resolución de la CWT [20].

Ya que las resoluciones del tiempo y la frecuencia son inversas, se puede obtener un aumento en la resolución de la frecuencia a expensas de la resolución en tiempo, y viceversa. Esto hace que la CWT sea ideal para analizar señales que cuenten con

componentes de alta frecuencia que varíen rápidamente y componentes de baja frecuencia que varían lentamente.

3.3.3. Escalograma

Para la CWT la representación de la distribución de energía en el plano tiempo-escala se define como [15]:

$$P_{W_{\psi_x}}(a, b) = |CWT_{\psi_x}(a, b)|^2 \quad (3.10)$$

Para una correcta interpretación del escalograma, es esencial considerar parámetros como la frecuencia y amplitud de la señal. Generalmente, la representación del escalograma incorpora una barra de color que asigna tonalidades oscuras a bajos niveles de energía en el plano, progresando hacia tonalidades más brillantes para combinaciones de instantes y escalas en los que la energía aumenta. En este contexto, para un plano escala-tiempo en el que el eje de escala aumenta, la energía de componentes de alta frecuencia se visualizará en la parte superior del escalograma, contrario a componentes de baja frecuencia. Paralelamente, componentes de mayor amplitud implican una mayor localización de energía, por lo que se mostrarán con colores más brillantes, en oposición a aquellos de menos amplitud. Una representación de esto se ilustra en la figura 6.

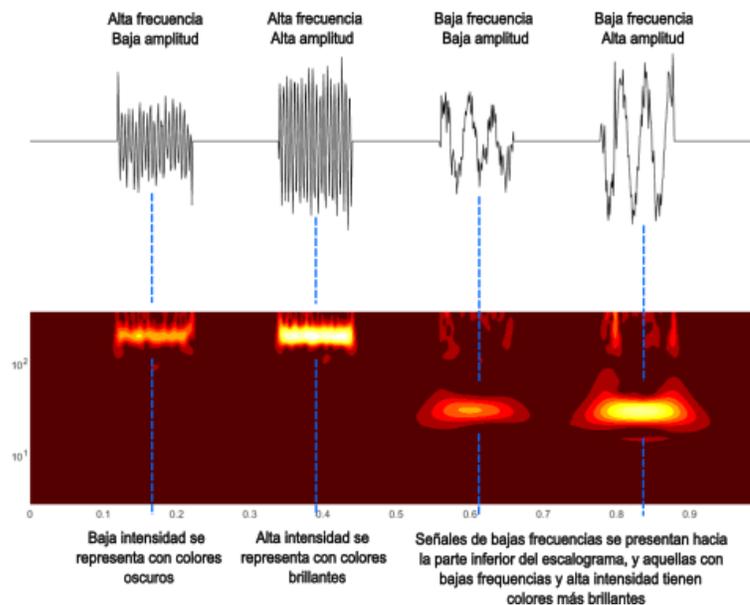


Figura 6. Visualización de señales en el escalograma de acuerdo a su frecuencia y amplitud. Adaptado de [25].

3.4. Drop Jump (DJ)

La maniobra DJ se clasifica dentro de los ejercicios pliométricos, entendidos como aquellos que involucran el ciclo de estiramiento-acortamiento, y toma importancia en el mejoramiento del desempeño de saltos verticales [26]. Consiste en un salto desde una plataforma elevada seguido de un salto vertical inmediato, cuyo empuje se lleva a cabo durante la desaceleración del movimiento posterior a la caída inicial [27].

El gesto DJ se divide en fases a partir de la identificación de momentos importantes que denotan el principio y fin de cada una, como se presenta en la Tabla 1.

Tabla 1
Fases de la maniobra Drop Jump [28][29].

Preactivación		Frenado		Propulsión		Vuelo		Aterrizaje	
Inicio	Final	Inicio	Final	Inicio	Final	Inicio	Final	Inicio	Final
50ms antes del primer contacto con el suelo.	Primer contacto con el suelo.		Velocidad del centro de masa igual a cero.		Despegue del suelo.		Segundo contacto con el suelo.		Velocidad de centro de masa cero.

En conjunto, las fases de frenado y propulsión conforman la fase de apoyo, durante la cual sucede el ciclo de estiramiento-acortamiento mencionado anteriormente. En el transcurso de la fase de frenado se da lugar a una contracción excéntrica en los músculos, caracterizada por un aumento en la longitud de estos y durante la cual hay un almacenamiento de energía en los componentes elásticos de la extremidad inferior, dicha energía es usada en la contracción concéntrica que ocurre durante la fase de propulsión, en la que los músculos disminuyen su longitud y liberan la energía anteriormente almacenada de forma explosiva, generando potencia muscular.

3.5. Datos a emplear

En el laboratorio de Ingeniería de Rehabilitación y Análisis de Movimiento de la Universidad Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito se cuenta con una base de datos que incluye capturas de movimiento y señales sEMG adquiridas durante diferentes pruebas de salto en deportistas de alto rendimiento. Para la presente investigación se emplean las capturas de movimiento y señales de actividad muscular asociadas a tres ensayos de la maniobra Drop Jump por uno de los deportistas, cuyas medidas antropométricas corresponden a 170cm de estatura, 65.8kg de masa corporal e IMC equivalente a 22.7kg/m².

Las capturas de movimiento se realizaron haciendo uso del sistema de captura de movimiento Vicon, que cuenta con 8 cámaras optoelectrónicas Vantage, para lo cual los marcadores fueron ubicados siguiendo el protocolo Plug-in Gait para los hombros, el torso y la parte inferior del cuerpo y sus datos fueron adquiridos a una frecuencia de muestreo de 100Hz. Por su parte, las señales sEMG fueron obtenidas por medio del sistema inalámbrico de biorretroalimentación trigno de la compañía Delsys, ubicando 4 de sus sensores en los músculos vasto medial (VM), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF) y recto femoral (RF) de la extremidad dominante (figura 7), y con una frecuencia de muestreo de 2000Hz. La adquisición y acceso de los datos se efectuó mediante Nexus, un software de modelado y procesamiento de información de captura de movimiento que permite la integración de los sistemas Vicon y Delsys [30].

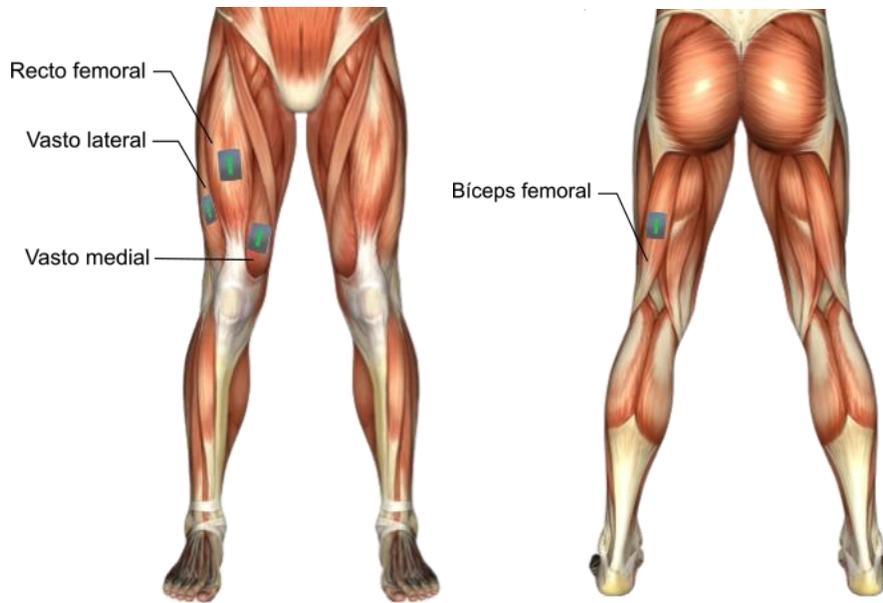


Figura 7. Ubicación de sensores de sEMG en los músculos de interés.

3.6. Fases del proyecto

En la figura 8 se presenta el diagrama de Gantt del presente proyecto, con información de los tiempos de realización de cada una de las fases del mismo.

Actividad	Agosto		Septiembre				Octubre				Noviembre					Diciembre		
	Sem 1	Sem 2	Sem 3	Sem 4	Sem 5	Sem 6	Sem 7	Sem 8	Sem 9	Sem 10	Sem 11	Sem 12	Sem 13	Sem 14	Sem 15	Sem 16	Sem 17	Sem 18
Revisión bibliográfica sobre CWT	■	■	■															
Procesamiento de datos Plug In Gait	■	■																
Revisión bibliográfica sobre wavelet madre				■	■	■	■											
Definición de eventos Drop Jump								■										
Tratamiento de datos									■									
Procesamiento de datos con CWT										■								
Revisión bibliográfica detección de localización máxima de energía en escalogramas										■	■	■						
Algoritmo para determinar la máxima localización de energía											■	■	■					
Obtención y organización de datos												■	■	■				
Redacción documento final			■	■	■		■	■	■		■	■	■	■	■	■	■	■
Preparación presentación final																■	■	■
Presentación final																		■

Figura 8. Diagrama de Gantt del proyecto.

3.6.1. Procesamiento para estimación de centros articulares

Los datos asociados a cada uno de los ensayos del gesto deportivo analizado en la presente investigación fueron procesados usando la característica Flujo de Trabajo Avanzado de Marcha (AWG, por sus siglas en inglés) disponible en el software Nexus, así

como mediante el uso de Plug-in Gait Matlab con SCoRE y SARA para la estimación de los centros articulares de la cadera y la rodilla.

3.6.2. Identificación de eventos que definen la fase de apoyo en la maniobra Drop Jump

Como se mencionó anteriormente, las contracciones excéntricas y concéntricas características del ciclo de estiramiento-acortamiento ocurren durante la fase de apoyo y se asocian a la acumulación y liberación de energía elástica, por lo que se definen como las fases de interés para la presente investigación.

Con el fin de delimitar los datos y demarcar las fases antedichas, se establecen los siguientes eventos en base a la información de la Tabla 1:

- Evento 1: Identifica el inicio de la fase de frenado y, a su vez, la fase de apoyo. El primer contacto con el suelo se definió a partir del desplazamiento vertical de los marcadores de la punta del pie de los dos pies. Para cada uno, se estableció la muestra en la que el pie entraba en contacto con el suelo y se promedió el resultado de los dos marcadores.
- Evento 2: Identifica el inicio de la fase de propulsión y separa las contracciones excéntrica y concéntrica. El instante de velocidad cero se definió como la muestra que contiene el mínimo del valor absoluto del arreglo de velocidad del centro de masa.
- Evento 3: Identifica el final de las fases de apoyo y propulsión. Tal como en el evento 1, el despegue del suelo se estableció de forma manual y a partir del desplazamiento vertical de los marcadores de la punta de los pies. En este caso, el número de muestra de los dos pies coincidió para los tres ensayos de gesto.

Los eventos 1 y 3 relacionados con el contacto y despegue de los pies, se identificaron haciendo uso de la herramienta de definición de eventos disponible en Nexus, mientras que para la identificación del evento 2 se utilizó la librería Numpy disponible en Python. La información de las muestras asociadas a cada evento para cada uno de los ensayos se almacenó en un archivo CSV.

3.6.3. Identificación de wavelet madre adecuada para detección de cambios en la señal sEMG.

Con la finalidad de definir la wavelet madre para la presente aplicación, se realizó una revisión de literatura usando las bases de datos Google Scholar, Scopus, IEEE y PubMed con palabras clave como “wavelet transform”, “continuous wavelet transform”, “lower limb”, “scalogram” y “emg”. Las referencias [6][31][32] señalaban el uso de la ondícula Morlet como wavelet madre para el procesamiento de señales sEMG, esto considerando su idoneidad para detectar cambios en la señal. En virtud de lo anterior y de la facilidad de su implementación, se determina el uso de esta ondícula para el procesamiento de las señales sEMG por medio de la CWT.

La ondícula Morlet se define mediante la multiplicación de un componente sinusoidal $s(t)$ y una ventana Gaussiana $g(t)$ cuya función es asegurar un soporte compacto, es decir, asegurar que la función se define para un intervalo finito de tiempo [33]:

$$\psi(t) = g(t)s(t) \quad (3.11)$$

La función envolvente Gaussiana corresponde a [33]:

$$g(t) = e^{-t^2/2} \quad (3.12)$$

Mientras que el componente sinusoidal incluye el carácter complejo de la ondícula y se describe como sigue [33]:

$$s(t) = e^{i\omega_0 t} = \cos\omega_0 t + i\sin\omega_0 t \quad (3.13)$$

Donde ω_0 equivale a 5, de acuerdo con la documentación del software MATLAB, empleado en la etapa de procesamiento [34].

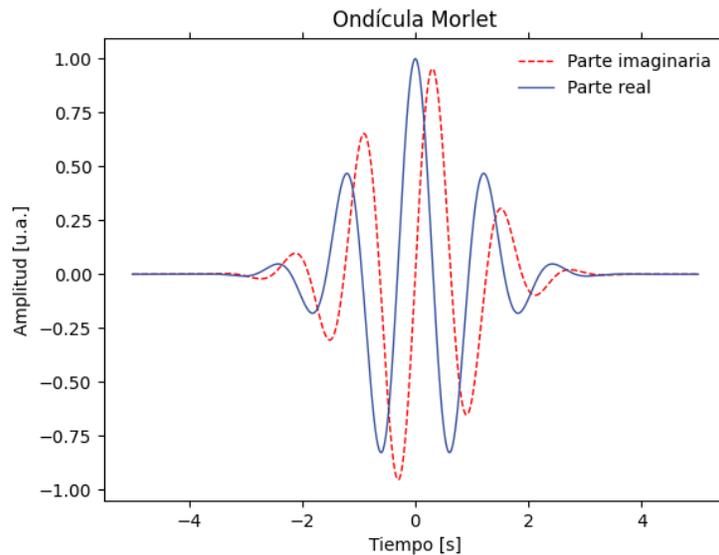


Figura 9. Representación gráfica de la ondícula Morlet (ecuación 3.11)

En base a su componente sinusoidal, se observa que la forma comúnmente usada para describir la ondícula Morlet corresponde a su parte real, una función coseno cuya amplitud se modifica con la envolvente Gaussiana. No obstante, también cuenta con parte imaginaria que se corresponde con función seno con amplitud modificada de la misma forma. Durante la aplicación de la CWT, para un valor específico de escala (a) y cada valor del parámetro de traslación (b) se calcula la convolución entre la señal y las partes real e imaginaria generando así un punto en el plano complejo. La intensidad de la contribución de la frecuencia en cada instante de tiempo se describe como la distancia del origen del plano complejo al punto resultante de la convolución, expresado de otra forma, el valor absoluto del número complejo [35].

3.6.4. Tratamiento de datos

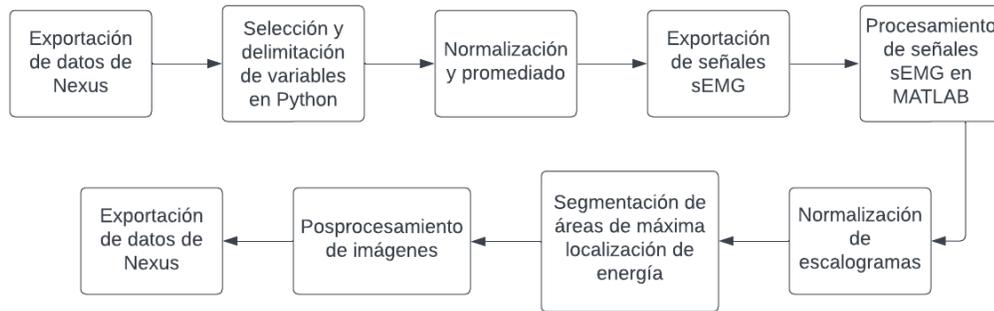


Figura 10. Diagrama de proceso de tratamiento de datos.

El software Nexus posibilita la exportación de datos asociados a una captura de movimiento en archivos c3d. Estos archivos, que incluyen la información sobre las trayectorias de los marcadores, los ángulos de las articulaciones y las señales sEMG, fueron accedidos mediante las librerías c3dTool y pandas disponibles en Python para la información obtenida a partir de las capturas de movimiento y la identificación de eventos, respectivamente. Adicionalmente, por medio de la librería Numpy se llevó a cabo la manipulación de ellos.

Para cada uno de los ensayos de la maniobra DJ se extrajo la información correspondiente al desplazamiento vertical del centro de masa, el ángulo de la rodilla en el plano sagital de la extremidad inferior dominante y las señales sEMG de los 4 músculos de interés mencionados en la sección 3.5.

Se estableció la correspondencia entre los números de muestra de las trayectorias de los marcadores y las señales de sEMG a fin de delimitar todas las variables entre los eventos 1 y 3, con 100ms adicionales a cada extremo. Seguidamente, se realizaron los cálculos correspondientes para la determinación del evento 2.

Los datos propios al desplazamiento y velocidad verticales del centro de masa y ángulo de la rodilla y velocidad angular en el plano sagital de los 3 ensayos de la maniobra DJ fueron normalizados a 101 puntos, promediados y visualizados mediante la librería Matplotlib, allí se marcaron las fases de interés por medio de los eventos expuestos en la sección 3.6.2., para lo que previamente se estableció la correspondencia entre los números de muestra de los datos adquiridos y normalizados para cada evento, es decir, la equivalencia de cada evento como porcentaje de la ventana de observación.

3.6.4.1. Procesamiento de señales sEMG

La etapa de procesamiento de las señales se llevó a cabo usando el entorno de programación MATLAB. Para cada ensayo del salto, los datos de las señales sEMG de los cuatro músculos fueron exportados desde Python en archivos CSV, obteniendo así la información de 12 señales. A continuación, estos archivos fueron leídos en MATLAB mediante las funciones readable y table2array.

Como se ha destacado a lo largo del documento, la metodología empleada fue la Transformada Continua de Wavelet, utilizando la función cwt disponible en MATLAB. Los

argumentos de entrada de esta función fueron x , $wname$ y fs , que de forma respectiva se refieren al vector de datos de cada señal, la wavelet madre para la aplicación de la transformada que en este caso corresponde a ondícula Morlet, y la frecuencia de muestreo de la señal. Por cada señal, los argumentos de salida obtenidos consisten en una matriz de valores complejos, representando los coeficientes de correlación en tiempo obtenidos a partir de la convolución de la wavelet madre y la señal para diferentes escalas, junto con un vector de longitud equivalente al número de filas de la matriz mencionada, este contiene conversiones de escala a frecuencia en Hz. Cabe destacar que las escalas mínima y máxima son determinadas por la función en base a la dispersión de la energía de la wavelet madre en frecuencia y tiempo [36].

Las matrices de resultado se normalizaron a 401 columnas, o valores de tiempo, y se promediaron los resultados de los 3 ensayos por cada músculo, generando un total de 4 matrices. Acto seguido, se estableció la relación entre el número de muestra y el tiempo de los eventos de la sección 3.6.2. para señalarlos en la visualización de los escalogramas. Además, se ilustraron los escalogramas de la fase excéntrica para cada músculo, esto a fin de analizar con mayor detalle la distribución de energía de las señales durante esta fase de almacenamiento de energía.

3.6.4.2. Identificación de picos de localización de energía

Con el propósito de identificar áreas con alta concentración de energía en el plano tiempo-frecuencia se usó la técnica de segmentación de imágenes utilizando el método de Otsu. Este método, basado en píxeles, determina un umbral adecuado para la distinción de información de interés, usando las funciones `graythresh` e `imbinarize` disponibles en MATLAB. Por cada músculo, se obtuvieron imágenes binarias en las cuales se representaban las áreas de máxima energía en blanco.

Posterior a la etapa de segmentación, las imágenes fueron procesadas siguiendo etapas de eliminación de objetos y llenado de huecos por medio de las funciones `bwareaopen` e `imfill`, de forma respectiva. En el primer paso, se eliminaron los objetos con un área inferior a 25 píxeles, umbral que se definió posterior a la observación de información asociada a eventos aislados de las máximas localizaciones de energía evidenciadas en los escalogramas.

Finalmente, en la imagen resultante se calcularon los centroides, cuya ubicación indica el componente de frecuencia principal de cada localización de energía [32]. Sumado a lo anterior, por medio de observación, se determinaron los rangos de frecuencia y porcentaje en el ciclo de la ventana de interés del gesto en los que ocurrió cada uno de los picos de energía.

4. RESULTADOS

En el siguiente apartado, se presentan los resultados derivados de la metodología descrita anteriormente, alineándose con los objetivos planteados en la sección 2. La información presentada se adquirió a partir de los datos recopilados durante la ejecución de la maniobra DJ a fin de profundizar en la comprensión del desempeño biomecánico asociado a este gesto.

La identificación de los eventos que demarcan la fase de apoyo se llevó a cabo conforme a lo expuesto en las secciones 3.6.2. y 3.6.4. Los números de muestra asociados a cada evento, así como su correspondencia en porcentaje de la ventana de observación para cada ensayo se presentan en la Tabla 2.

Tabla 2

Número de muestras, de los datos de los marcadores, asociadas a cada evento y porcentaje de cada uno en la ventana de observación.

Ensayo	Evento 1			Evento 2	Evento 3		
	Derecho	Izquierdo	Promedio		Derecho	Izquierdo	Promedio
1	233	240	237	269	283	283	283
2	211	213	212	227	248	248	248
3	249	253	251	267	291	291	291
Ciclo (%)	16			43	83		

Luego de la identificación de eventos, se procedió a visualizar los datos correspondientes a centro de masa y ángulo de la articulación de la rodilla en el plano sagital mediante utilizando la librería Matplotlib en Python. Esto para verificar la correspondencia con los eventos identificados y observar su comportamiento en relación con la maniobra DJ.

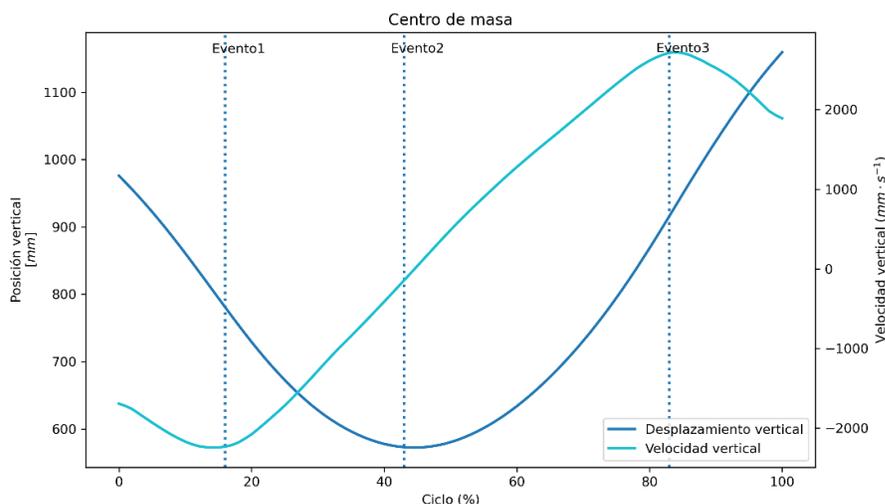


Figura 11. Comportamiento del desplazamiento y velocidad verticales del centro de masa durante la ventana de observación.

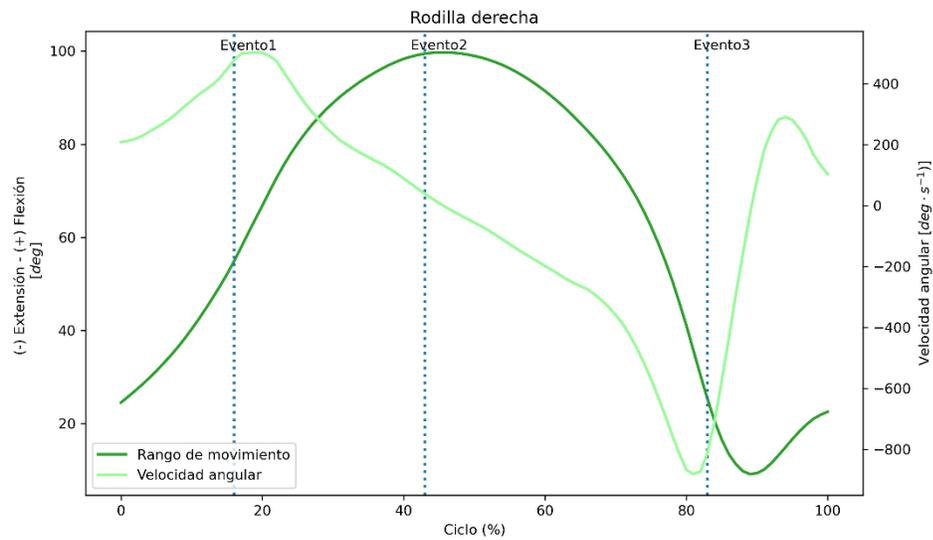


Figura 12. Comportamiento del ángulo de la rodilla derecha y velocidad angular en el plano sagital durante la ventana de observación.

Posterior a la identificación de la wavelet madre aplicada para la presente investigación, se procedió al procesamiento de las señales por medio de la CWT en MATLAB. Inicialmente, se trabajaron 12 señales correspondientes a los cuatro músculos mencionados en la sección 3.5. por cada ensayo. No obstante, con el fin de obtener una tendencia general, las matrices de resultado se normalizaron y promediaron por músculo, obteniendo así 4 matrices a partir de las cuáles se obtuvieron los escalogramas presentados en la figura 13.

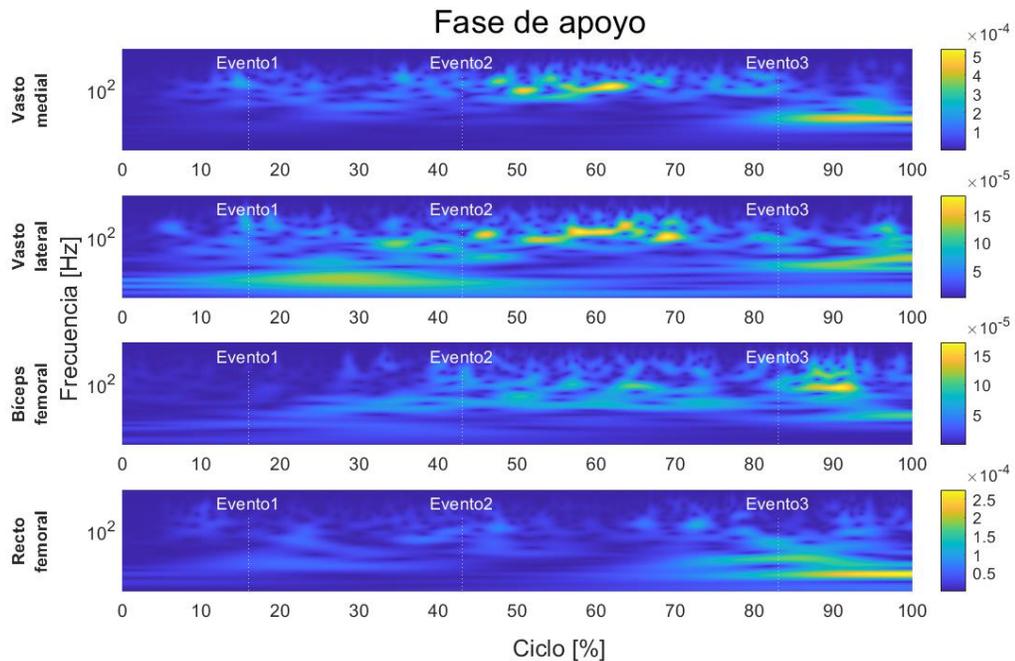


Figura 13. Escalogramas para cada músculo durante la ventana de observación correspondiente a la fase de apoyo del Drop Jump.

Como se observa, las localizaciones de energía destacadas, con los mayores valores de energía, se encuentran por fuera de la contracción excéntrica del movimiento, delimitada por los eventos 1 y 2. Por esta razón, se obtuvieron los escalogramas durante esta ventana de tiempo, esto con el fin de lograr un mayor entendimiento sobre lo que ocurre durante esta contracción.

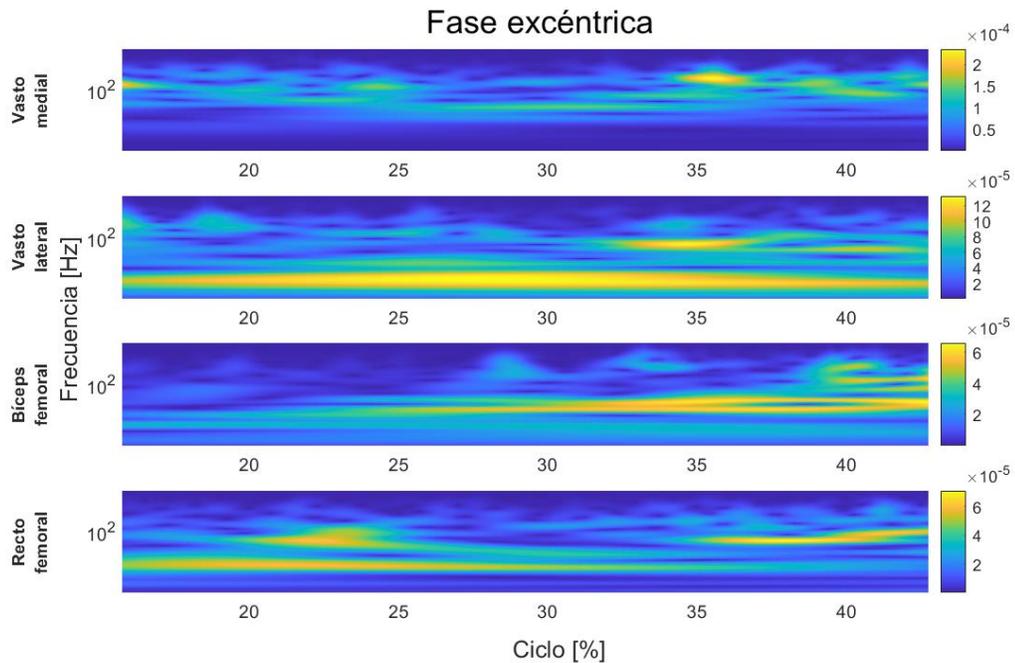


Figura 14. Escalogramas para cada músculo durante la ventana de observación correspondiente a la fase excéntrica del Drop Jump.

Ahora bien, con el propósito de identificar las áreas con máxima localización de energía, las matrices resultantes de la aplicación de la CWT se transformaron a escalas de grises y se sometieron a umbralización usando el método de Otsu. A partir de este, se obtuvo una matriz binaria en la que las áreas que superan el umbral establecido se representan en blanco, como se observa en la parte izquierda de la figura 15. En seguida, se eliminaron los objetos pequeños, considerados potenciales artefactos o áreas aisladas no pertinentes a las grandes localizaciones, esto a partir de la observación de los escalogramas. De igual forma, se llevó a cabo el llenado de huecos. Los resultados de estas últimas etapas se visualizan en la parte derecha de la figura 15. Los círculos azules representan la eliminación de objetos pequeños, mientras que los rojos señalan el llenado de huecos.

Eliminación de objetos pequeños y llenado de huecos

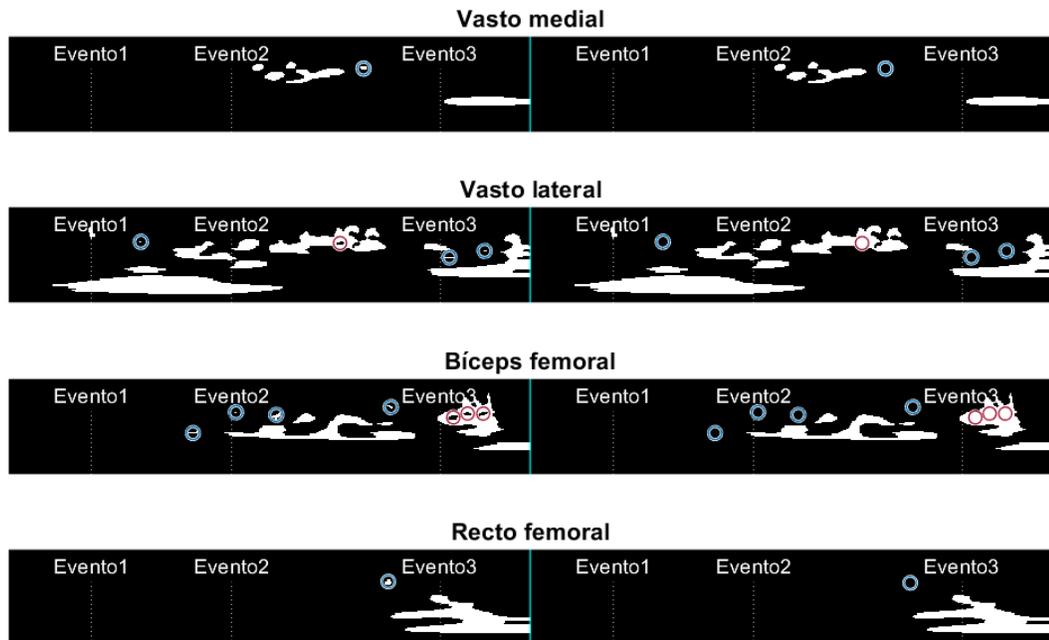


Figura 15. Umbralización de los escalogramas en la parte izquierda y eliminación de objetos junto con llenado de huecos en la parte derecha.

Una vez concluida la identificación de las áreas con picos de energía, se calcularon los centroides de cada activación, esto con el propósito de determinar el componente de frecuencia principal de cada uno. De igual manera, se determinaron los rangos en tiempo y frecuencia de dichas áreas para así inferir sobre el reclutamiento de fibras musculares durante la ventana de observación. Es relevante destacar que solo se consideraron las áreas que se encontraban completamente o en su mayoría dentro del intervalo definido por los eventos 1 y 3. En las tablas 3 y 4 se presenta detalladamente la información obtenida. El orden de numeración de las áreas se asignó según el orden de los centroides de izquierda a derecha, que se aprecia en la figura 16.

Centroides

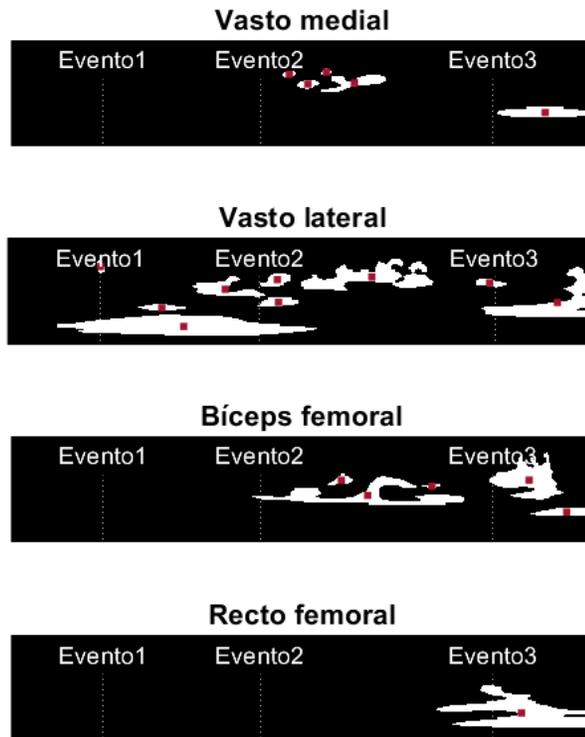


Figura 16. Cálculo e identificación de centroides sobre las áreas de máxima localización de energía.

Como se evidencia en la figura 16, el recto femoral no muestra activaciones dentro del intervalo definido por los eventos 1 y 3, ya que la única área presente se ubica en su mayoría hacia el final de la ventana de observación.

Tabla 3

Componente principal de frecuencia de las máximas localizaciones de energía para cada músculo y su correspondencia en el ciclo de observación.

Número	Vasto medial		Vasto lateral		Bíceps femoral	
	Ciclo (%)	Frecuencia (Hz)	Ciclo (%)	Frecuencia (Hz)	Ciclo (%)	Frecuencia (Hz)
1	47.75	149.568	26	28.338	56.75	92.07
2	51	92.070	29.75	11.509	61.25	46.035
3	54.25	171.809	37	65.103	72.25	69.776
4	59	98.678	45.5	105.761		
5			46	34.888		
6			61.75	121.488		
7			81.75	92.07		

Tabla 4
Período de duración y rango de frecuencia de las máximas localizaciones de energía para cada músculo.

Número	Vasto medial		Vasto medial		Bíceps femoral	
	Período (%)	Frecuencia (Hz)	Período (%)	Frecuencia (Hz)	Período (%)	Frecuencia (Hz)
1	1.75	130.207 - 171.809	7.75	24.67 - 32.552	4.25	69.776 - 121.487
2	3.5	69.776 - 113.352	44	7.085 - 18.696	36.25	28.338 - 105.761
3	1.75	149.568 - 197.357	12	46.035 - 121.487	2.75	65.103 - 74.784
4	11	65.103 - 139.552	4.5	80.152 - 139.552		
5			6.75	30.372 - 42.952		
6			22.25	65.103 - 279.104		
7			4.75	74.784 - 105.761		

A partir de los escalogramas generados mediante el uso de la CWT, se lleva a cabo un análisis cualitativo que establece correlaciones entre los resultados obtenidos y la cinemática de la articulación de la rodilla. Durante la fase de frenado, se observa que la flexión de la rodilla se ve predominantemente favorecida por la actividad del bíceps femoral en bajas frecuencias, coincidiendo con una disminución en la magnitud de la velocidad de la articulación. En contraste, en la fase de propulsión se evidencia una mayor participación de los vastos lateral y medial, así como del bíceps femoral, especialmente en altas frecuencias. Estos músculos asisten el movimiento de extensión, contribuyendo a un incremento en la magnitud de la velocidad de la articulación que alcanza su punto máximo en esta fase del movimiento. En la sección 5 se analizan los eventos asociados a este comportamiento.

5. DISCUSIÓN

En la figura 11, en la que se observan los comportamientos de variables cinemáticas asociadas al centro de masa del sujeto, se visualiza la identificación de los eventos que definen la fase de apoyo, y a su vez las fases de frenado y propulsión, que de forma respectiva se caracterizan por contracciones excéntricas y concéntricas de los músculos de la extremidad. Esta figura evidencia junto con la Tabla 2 que la fase de frenado tiene una menor duración (27% de la ventana de observación) en comparación con la fase de propulsión (40%). Sumado a lo anterior, se observa que los eventos que señalan el primer aterrizaje y despegue del suelo se corresponden con máximas magnitudes de velocidad del centro de masa. Estos resultados coinciden con lo reportado en [37] durante la evaluación del gesto DJ realizada en velocistas de élite.

Referente al comportamiento cinemático de la articulación de la rodilla en el plano sagital, la fase de frenado se caracteriza por un aumento en el ángulo de flexión, alcanzando un máximo de 99.74° . De acuerdo con [38], este comportamiento biomecánico facilita la absorción de energía cinética en la unidad músculo-tendón. Asimismo, se observa que precede un movimiento de extensión durante la fase de propulsión, así como que el punto de velocidad cero del centro de masa es cercano al máximo de la flexión de la rodilla. La correlación entre los comportamientos muscular y de la articulación se discutirá más adelante.

A partir de los resultados presentados en las figuras 13 y 14 se observa que el vasto medial y el bíceps femoral tienen sus mayores picos de actividad, reflejados por las máximas localizaciones de energía que se corresponden con momentos de mayor amplitud, durante la fase de propulsión. En tanto, el vasto lateral presenta altos picos de actividad a lo largo de toda la ventana de observación. Este comportamiento de alta energía en la fase de propulsión se asocia con la contracción concéntrica que allí tiene lugar, pues el acercamiento de las fibras musculares al sarcómero implica mayor energía en comparación a la contracción excéntrica. El almacenamiento de energía en los músculos, tendones y ligamentos de la pierna reduce la activación muscular y ahorra energía durante la actividad del ciclo estiramiento-acortamiento, lo que puede explicar el comportamiento de baja actividad muscular evidenciado durante la fase de frenado [39].

En el caso del recto femoral, no se identifican localizaciones de energía que superen el umbral definido por el método de Otsu, esto se afirma teniendo en cuenta que la única máxima localización se presenta en su mayoría después del evento 3, así como su centroide.

En relación con el contenido frecuencial, las tablas 3 y 4 revelan que en el vasto medial, dos de los componentes principales de frecuencia de las máximas localizaciones de energía son superiores a los 150Hz, mientras que los dos restantes son inferiores a los 100Hz, pero en ningún caso se alejan mucho de estos valores. Además, los valores extremos de los rangos de activación corresponden a 65.103Hz y 197.357Hz. En el vasto lateral, específicamente en la fase de frenado, las componentes frecuenciales no superan los 70Hz y los rangos frecuenciales abarcan desde 7.085Hz a 121.487Hz, destacando que las dos primeras localizaciones de alta energía no superan los 33Hz. Se considera que en esta fase predominan las bajas frecuencias en los componentes de máxima amplitud de la señal

sEMG. Por otro lado, los componentes de máxima frecuencia durante la fase de propulsión superan, en su mayoría, los 90Hz, exceptuando la segunda máxima localización en esta fase o quinta en la totalidad de la fase de apoyo, cuya componente principal de frecuencia corresponde a aproximadamente 35Hz. Respecto a los rangos de frecuencias en la fase de propulsión, el mínimo de frecuencia comprendido es 30.372Hz y el máximo es 279.104Hz. Finalmente, para el bíceps femoral cuenta con tres áreas de máxima localización en la fase de propulsión cuyas máximas componentes de energía se encuentran por debajo de los 93Hz y se hallan separadas entre sí por cerca de 20Hz. Estas áreas abarcan frecuencias desde 28.338Hz hasta 121.487Hz.

En términos generales, se evidencia que la fase de frenado presenta una mayor actividad en bajas frecuencias, lo que sugiere una relación con la activación de grupos de UMs de bajas frecuencias (LFG), principalmente conformados por fibras de contracción lenta. Por otro lado, la fase de propulsión muestra mayor actividad hacia las altas frecuencias, por lo que se considera una mayor activación de grupos de UMs de altas frecuencias cuya composición de fibras de contracción rápida es superior [40]. Es importante resaltar que esto implica la ausencia de participación de fibras rápidas o lentas para las fases de frenado y propulsión, de forma respectiva.

En cuanto a la duración de las máximas localizaciones de energía, al analizar la Tabla 4, se observa que en el vasto medial, tres de las cuatro áreas de máxima energía tienen una duración inferior al 4% de la ventana de observación. La última de ellas presenta una duración mayor con 11%. De acuerdo con la información proporcionada para el vasto lateral, la máxima duración se corresponde con el área de menor frecuencia de la fase de frenado con 44%. En la fase de propulsión, la máxima duración entre las áreas de máxima energía se encuentra en el rango de mayores frecuencias. Por último, en el bíceps femoral, se identifica un área con duración significativa en comparación con las demás, abarcando el 36.25% de la ventana de observación y presentando un rango amplio de frecuencias.

En la fase excéntrica (figura 14), se identifican áreas brillantes por encima y debajo de los 100Hz para el vasto lateral y bíceps femoral, respectivamente, mientras que el recto femoral muestra actividad en bajas y altas frecuencias. Aunque se capturan detalles durante la contracción excéntrica, se enfatiza que los eventos asociados a esta presentan menor energía, lo que se evidencia al realizar una comparación entre las magnitudes de las barras de color de las figuras 13 y 14.

En la correlación cinemática-muscular, durante la fase de frenado, la flexión de la rodilla se ve favorecida por la actividad del bíceps femoral y en menor medida de los vastos medial y lateral de acuerdo con los resultados de la figura 13. Durante este lapso también se observa un valor pico de 502.79°/s en la magnitud de la velocidad de la articulación precedido del contacto con el suelo y una disminución en dicha magnitud hasta 0 durante el resto de la fase, que favorece la estabilización de la articulación. Por otro lado, la extensión de la rodilla durante la fase de propulsión sugiere contribuciones de los mismos músculos; sin embargo, no es posible concluir acerca de la medida de contribución entre ellos, ya que no es tan evidente como en la fase anterior. Además, durante la toma de datos no se llevó a cabo la Máxima Contracción Voluntaria (MVC, por sus siglas en inglés) por lo que no hay normalización de amplitud y por tanto no es posible la comparación entre músculos a este respecto. Igualmente, se observa un aumento en la velocidad de la articulación, pero en dirección contraria, alcanzando un pico negativo de -880-95°/s,

significativamente mayor que el de la fase anterior, fenómeno que puede asociarse al aprovechamiento de la energía almacenada durante la fase anterior para la generación de fuerza explosiva mediante una contracción concéntrica a fin de impulsar el cuerpo hacia arriba.

6. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

A partir de la presente investigación, se obtuvieron resultados satisfactorios en cuanto a la aplicación de la Transformada Continua de Wavelet (CWT) como metodología para el procesamiento de señales sEMG; no obstante, se identificaron áreas de mejora que contribuirían a un incremento en la eficacia y precisión de la metodología.

En primer lugar, se sugiere la elección e implementación de una ondícula madre basada en las características morfológicas de la señal sEMG a fin potenciar el rendimiento y la calidad de los resultados obtenidos mediante la metodología en cuestión. Asimismo, con el mismo objetivo, resultaría conveniente el estudio de implementación de un banco de filtros cuyas frecuencias centrales se encuentren asociadas y abarquen el espectro de frecuencias de actividad muscular.

Finalmente, se propone la exploración de otras variables cinemáticas de significancia con las que se establezca una correlación con la actividad muscular. Esta aproximación puede proporcionar una comprensión más completa y detallada de la influencia de la fase de apoyo en el cálculo del RSI.

Por otro lado, se plantea la evaluación de la MVC en futuras adquisiciones de datos, esto con el fin de posibilitar un análisis de la actividad intermuscular.

7. CONCLUSIONES

En resumen, la presente investigación ha clarificado los beneficios del uso de la Transformada Continua de Wavelet (CWT) para el procesamiento de las señales de sEMG, al proporcionar información de la actividad muscular en los dominios del tiempo y la frecuencia, además de proporcionar un análisis de resolución múltiple que disminuye la pérdida de información relevante.

De igual manera, la metodología empleada ha permitido un mayor entendimiento de la actividad muscular y el comportamiento de variables cinemáticas durante la fase de apoyo de la maniobra Drop Jump. Específicamente, ha facilitado la identificación de características distintivas en las fases de frenado y propulsión. A pesar de esto, se encontró que la evaluación de la totalidad de la fase de apoyo dificultó la identificación del comportamiento muscular durante la fase de frenado, esto debido a la alta energía presente durante la fase de propulsión.

Asimismo, a pesar de no coincidir morfológicamente con la señal sEMG, el uso de la ondícula Morlet como wavelet madre para la etapa de procesamiento arrojó resultados coherentes con la naturaleza del ciclo estiramiento-acortamiento, a excepción de los obtenidos para el recto femoral, para el que no se obtuvieron resultados significativos. Por otro lado, el empleo de un método de umbralización, favoreció la caracterización efectiva de las máximas localizaciones de energía en los dominios temporal y frecuencial, dando luz sobre los tipos de fibras musculares involucradas en cada caso.

En conclusión, se demuestra la utilidad y conveniencia de la Transformada Continua de Wavelet como una metodología de procesamiento efectiva para la caracterización de los eventos musculares durante una tarea específica.

REFERENCIAS

- [1] "Laboratorio de Ingeniería de la Rehabilitación y Análisis del Movimiento - Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito." Accessed: Sep. 14, 2023. [Online]. Available: <https://www.escuelaing.edu.co/es/campus/laboratorio-de-ingenieria-de-la-rehabilitacion-y-analisis-del-movimiento/>
- [2] T. W. Lu and C. F. Chang, "Biomechanics of human movement and its clinical applications," *Kaohsiung J Med Sci*, vol. 28, no. 2 SUPPL., pp. S13–S25, Feb. 2012, doi: 10.1016/J.KJMS.2011.08.004.
- [3] J. Taborri *et al.*, "Sport biomechanics applications using inertial, force, and EMG sensors: A literature overview," *Appl Bionics Biomech*, vol. 2020, 2020, doi: 10.1155/2020/2041549.
- [4] D. RENSHAW, M. R. BICE, C. CASSIDY, J. A. ELDRIDGE, and D. W. POWELL, "A Comparison of Three Computer-based Methods Used to Determine EMG Signal Amplitude," *Int J Exerc Sci*, vol. 3, no. 1, p. 43, 2010, Accessed: Sep. 14, 2023. [Online]. Available: </pmc/articles/PMC4738945/>
- [5] A. Strazza, F. Verdini, L. Burattini, S. Fioretti, and F. Di Nardo, "Time-frequency analysis of surface EMG signals for maximum energy localization during walking," *IFMBE Proc*, vol. 65, pp. 494–497, 2017, doi: 10.1007/978-981-10-5122-7_124/COVER.
- [6] S. Mesbah, F. Gonnelli, A. El-Baz, C. Angeli, S. Harkema, and E. Rejc, "Spectral analysis of lower limb EMG activity in individuals with motor complete SCI during standing with epidural stimulation," *2018 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology, ISSPIT 2018*, vol. 2019-January, Jul. 2018, doi: 10.1109/ISSPIT.2018.8705098.
- [7] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, and F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: Detection, processing, classification and applications," *Biol Proced Online*, vol. 8, no. 1, pp. 11–35, Mar. 2006, doi: 10.1251/BPO115/METRICS.
- [8] O. Rioul and M. Vetterli, "Wavelets and Signal Processing," *IEEE Signal Process Mag*, vol. 8, no. 4, pp. 14–38, 1991, doi: 10.1109/79.91217.
- [9] M. A. A. S. F. B. G.-P. Walsh, "The Effect of Drop Jump Starting Height and Contact Time on Power, Work Performed, and Moment of Force," *J Strength Cond Res*, vol. 18, no. 3, pp. 561–566, Aug. 2004.
- [10] K. Kipp, M. T. Kiely, M. D. Giordanelli, P. J. Malloy, and C. F. Geiser, "Biomechanical Determinants of the Reactive Strength Index During Drop Jumps," *Int J Sports Physiol Perform*, vol. 13, no. 1, pp. 44–49, Jan. 2018, doi: 10.1123/IJSPP.2017-0021.
- [11] J. Xu *et al.*, "A Systematic Review of the Different Calculation Methods for Measuring Jump Height During the Countermovement and Drop Jump Tests Key Points," *Sports Medicine*, vol. 53, pp. 1055–1072, 2023, doi: 10.1007/s40279-023-01828-x.
- [12] F. Di Nardo, T. Basili, S. Meletani, and D. Scaradozzi, "Wavelet-Based Assessment of the Muscle-Activation Frequency Range by EMG Analysis," *IEEE Access*, vol. 10, pp. 9793–9805, 2022, doi: 10.1109/ACCESS.2022.3141162.
- [13] A. Palumbo, P. Vizza, B. Calabrese, and N. Ielpo, "Biopotential Signal Monitoring Systems in Rehabilitation: A Review," *Sensors 2021, Vol. 21, Page 7172*, vol. 21, no. 21, p. 7172, Oct. 2021, doi: 10.3390/S21217172.
- [14] C. J. De Luca, "SURFACE ELECTROMYOGRAPHY: DETECTION AND RECORDING," 2002.
- [15] R. Merletti and P. (Philip A.) Parker, "Electromyography : physiology, engineering, and noninvasive applications," p. 494, 2004.

- [16] C. De Luca, "Electromyography," *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, Apr. 2006, doi: 10.1002/0471732877.EMD097.
- [17] J. P. Clarys and J. Cabri, "Electromyography and the study of sports movements: A review," *J Sports Sci*, vol. 11, no. 5, pp. 379–448, 1993, doi: 10.1080/02640419308730010.
- [18] Delsys Incorporated, "Trigno ® Wireless Biofeedback System User's Guide," Delsys Incorporated, 2021.
- [19] M. Cifrek, V. Medved, S. Tonković, and S. Ostojić, "Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics," *Clinical Biomechanics*, vol. 24, no. 4, pp. 327–340, May 2009, doi: 10.1016/J.CLINBIOMECH.2009.01.010.
- [20] J. L. Semmlow, *Biosignal and Biomedical Image Processing*, 2nd ed. CRC Press, 2004. doi: <https://doi.org/10.1201/9780203024058>.
- [21] O. Rioul and M. Vetterli, "Wavelets and Signal Processing," *IEEE Signal Process Mag*, vol. 8, no. 4, pp. 14–38, 1991, doi: 10.1109/79.91217.
- [22] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, and F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: Detection, processing, classification and applications," *Biol Proced Online*, vol. 8, no. 1, pp. 11–35, Mar. 2006, doi: 10.1251/BPO115/METRICS.
- [23] G. Olmo, F. Laterza, and L. Lo Presti, "Matched wavelet approach in stretching analysis of electrically evoked surface EMG signal," *Signal Processing*, vol. 80, no. 4, pp. 671–684, Apr. 2000, doi: 10.1016/S0165-1684(99)00160-7.
- [24] D. B. Percival and A. T. Walden, "Wavelet Methods for Time Series Analysis," *Wavelet Methods for Time Series Analysis*, 2000, doi: 10.1017/CBO9780511841040.
- [25] P. Zandiyeh, L. R. Parola, B. C. Fleming, and J. E. Beveridge, "Wavelet analysis reveals differential lower limb muscle activity patterns long after anterior cruciate ligament reconstruction," *J Biomech*, vol. 133, p. 110957, Mar. 2022, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2022.110957.
- [26] M. Ruan and L. Li, "Approach run increases preactivation and eccentric phases muscle activity during drop jumps from different drop heights," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 20, no. 5, pp. 932–938, Oct. 2010, doi: 10.1016/J.JELEKIN.2009.08.007.
- [27] M. F. Bobbert, "Drop jumping as a training method for jumping ability.," *Sports Med*, vol. 9, no. 1, pp. 7–22, Jan. 1990, doi: 10.2165/00007256-199009010-00002.
- [28] M. Ruan and L. Li, "Approach run increases preactivation and eccentric phases muscle activity during drop jumps from different drop heights," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 20, no. 5, pp. 932–938, Oct. 2010, doi: 10.1016/J.JELEKIN.2009.08.007.
- [29] A. J. ; Badby *et al.*, "The Validity of Hawkin Dynamics Wireless Dual Force Plates for Measuring Countermovement Jump and Drop Jump Variables," *Sensors*, vol. 23, no. 10, May 2023, doi: 10.3390/S23104820.
- [30] "Nexus | Software For Motion Capture In Life Sciences | Vicon." Accessed: Nov. 25, 2023. [Online]. Available: <https://www.vicon.com/software/nexus/>
- [31] N. Paobthong, R. Boonsinsukh, V. Saengsirisuwan, and S. Sirisup, "Application of Wavelet Transform to identify motor unit recruitment pattern," *Proceedings of 2010 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences, IECBES 2010*, pp. 242–245, 2010, doi: 10.1109/IECBES.2010.5742236.
- [32] R. B. Graham, M. P. Wachowiak, and B. J. Gurd, "The Assessment of Muscular Effort, Fatigue, and Physiological Adaptation Using EMG and Wavelet Analysis," *PLoS One*, vol. 10, no. 8, p. e0135069, Aug. 2015, doi: 10.1371/JOURNAL.PONE.0135069.
- [33] B. Russell and J. Han, "Jean Morlet and the Continuous Wavelet Transform," *Morlet and the Continuous Wavelet Transform CREWES Research Report*, vol. 28, p. 1, 2016.

- [34] “Morlet wavelet - MATLAB morlet - MathWorks América Latina.” Accessed: Nov. 25, 2023. [Online]. Available: <https://la.mathworks.com/help/wavelet/ref/morlet.html>
- [35] “(251) Wavelets: a mathematical microscope - YouTube.” Accessed: Nov. 25, 2023. [Online]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=jnxqHcObNK4>
- [36] “Continuous 1-D wavelet transform - MATLAB cwt - MathWorks América Latina.” Accessed: Nov. 25, 2023. [Online]. Available: <https://la.mathworks.com/help/wavelet/ref/cwt.html#bvaytl3-wt>
- [37] J. Douglas, S. Pearson, A. Ross, and M. McGuigan, “Kinetic determinants of reactive strength in highly trained sprint athletes,” *J Strength Cond Res*, vol. 32, no. 6, pp. 1562–1570, 2018, doi: 10.1519/JSC.0000000000002245.
- [38] R. Di Giminiani, A. Giovannelli, L. Capuano, P. Izzicupo, A. Di Blasio, and F. Masedu, “Neuromuscular Strategies in Stretch–Shortening Exercises with Increasing Drop Heights: The Role of Muscle Coactivation in Leg Stiffness and Power Propulsion,” *International Journal of Environmental Research and Public Health 2020, Vol. 17, Page 8647*, vol. 17, no. 22, p. 8647, Nov. 2020, doi: 10.3390/IJERPH17228647.
- [39] J. M. McBride and J. G. Snyder, “Mechanical efficiency and Force-time curve variation during repetitive jumping in trained and untrained jumpers,” *Eur J Appl Physiol*, vol. 112, no. 10, pp. 3469–3477, Oct. 2012, doi: 10.1007/S00421-012-2327-7/METRICS.
- [40] V. Von Tscharner, B. M. Nigg, and D. Farina, “Spectral properties of the surface EMG can characterize/do not provide information about motor unit recruitment strategies and muscle fiber type,” *J Appl Physiol*, vol. 105, no. 5, pp. 1671–1674, Nov. 2008, doi: 10.1152/JAPPLPHYSIOL.90598.2008.