

UCH-FC  
Mag-Biof. Méd  
6587  
C.1



**Valoración de Fatiga Muscular Usando la  
Transformada de Wavelet Discreta para  
Contracciones Dinámicas Altamente No  
Estacionarias**

**Tesis**

**Entregada A La  
Universidad De Chile  
En Cumplimiento Parcial De Los Requisitos  
Para Optar Al Grado De**

**Magíster en Biofísica Médica.**

**Facultad De Ciencias**

**Por**

**Rony Silvestre Aguirre.  
Enero, 2008**

**Director de Tesis Dr.: Juan Carlos Letelier Parga.**

**FACULTAD DE CIENCIAS**  
**UNIVERSIDAD DE CHILE**  
**INFORME DE APROBACION**  
**TESIS DE MAGISTER**

Se informa a la Escuela de Postgrado de la Facultad de Ciencias que la Tesis de Magíster presentada por el candidato.

**RONY SILVESTRE AGUIRRE.**

Ha sido aprobada por la comisión de Evaluación de la tesis como requisito para optar al grado de Magíster en Biofísica Médica, en el examen de Defensa de Tesis rendido el día 06 de Marzo de 2007.

Director de Tesis:  
Dr. Juan Carlos Letelier P

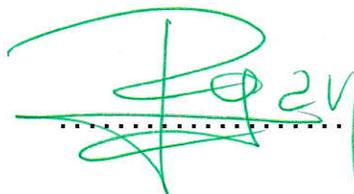
  
.....

Comisión de Evaluación de la Tesis

Dr. Ennio Vivaldi V.

  
.....

Dr. José Rogan C.

  
.....

Dr. Jorge Mpodozis M.

  
.....

# DEDICATORIA



*Dedico esta tesis a mi querida y amada Loreto, a mis hijos Víctor Nicolás, Renatita y mi recién nacida hija Ignacia Paz, por ser la motivación de mi vida y por la paciencia que han tenido en este largo recorrido. A ellos mi profundo amor.*

## AGRADECIMIENTOS.

*Primero quisiera agradecer a mi familia por todo este largo camino recorrido y que en los momentos difíciles de mis estudio fueron la motivación fundamental para terminar. Agradecer de manera muy especial a mi profesor Dr. Juan Carlos Letelier por haberme acogido sin ningún interés en el "Rayo" por tantos años. Creo que con él comencé a entender la ciencia de verdad y me permitió entrar al mundo del conocimiento.*

*Agradecer también a todas las personas que de alguna manera me ayudaron a terminar este largo camino.*

*A todos, sinceramente Gracias.*

## INDICE DE MATERIAS

### Materia.

---

Dedicatoria	ii
Agradecimientos	iii
Índice de materias.	iv
Índice de tablas.	v
Índice de figuras.	x
Resumen.	xiii
Abstract.	xiv
• Introducción	1
• Planteamiento del Problema.	3
• Problema de Investigación.	5
• Objetivos.	6
• Relevancia del Estudio.	6
• Revisión de Literatura	7
• Contracción Muscular.	7
• Contracción Muscular Dinámica.	7
• Función Muscular Durante contracciones Cíclicas.	8
• Ciclo Acortamiento – Estiramiento.	10
• Definición de Fatiga.	12
• Terminología y Definiciones.	12
• Fatiga Muscular Humana.	13
• Fatiga Muscular Local.	14
• Posibles Sitios de Fatiga.	16
• Definiciones y Sitios de Fatiga Neuromuscular.	16
• Valoración de la Fatiga.	18
• Valoración Directa de la Fatiga.	18
• Fuerza Voluntaria Máxima.	19
• Potencia.	19
• Fuerza Tetánica.	21
• Fatiga de Baja Frecuencia.	22



• Valoración Indirecta de la Fatiga.	23
• Tiempo de Resistencia.	23
• Electromiografía (EMG).	23
• Cambios Metabólicos y Bioquímicos en procesos de fatiga Muscular.	25
• Generalidades de Electromiografía de Superficie. EMGs.	27
• Generación de la señal electromiográfica de Superficie.	27
• Generalidades de análisis espectral de señales biológicas.	30
•	
• La Transformada de Fourier (T.F)	32
•	
• Nuevas herramientas para el análisis de señales no estacionarias dinámicas.	33
•	
• Conceptos generales de la Transformada de Wavelets.	33
•	
• Representaciones Tiempo-Frecuencia Discretos.	36
•	
• Generalidades de Electromiografía de Superficie. EMGs.	40
• Transformada de Wavelets versus Transformada de Fourier.	
•	
• Generación de la señal electromiográfica de Superficie.	40
• Diferencias.	
• Manifestaciones Mioeléctricas de la Fatiga Muscular.	42
• Valoración de la fatiga muscular a través de la EMG de superficie.	42
• Herramientas actuales para el análisis de fatiga muscular a través de EMGs.	43
• Antecedentes bibliográficos.	
• Determinación de índice de fatiga muscular por medio de electromiografía de superficie.	46
• Índice de Fatiga Muscular Isométrico.	46
• Determinación de fatiga muscular electromiografía en contracciones dinámicas.	49
• Análisis de frecuencias en contracciones musculares dinámicas.	49
• Características de la señales EMG en contracciones dinámicas.	50
• Factores que afectan las señales EMG en contracciones dinámicas.	51
• Procesamiento de la señal EMGs en condiciones dinámicas.	55
• Test de Wingate.	59
• Material y Método.	62

• Materiales.	62
• Bicicleta ergométrica (ciclo-ergómetro).	63
• Sistema de Video.	64
• Diseño experimental.	64
• Método experimental.	65
• Aplicación del Test de Wingate.	65
• Datos cinemáticos.	66
• Datos de ciclo ergómetro.	66
• Datos Electromiográficos.	66
• Procesamientos de datos.	68
• Datos cinemáticos.	68
• Procesamiento de la señal electromiográfica.	69
• Paso 1: Identificación de contracciones musculares.	69
• Paso 2: Segmentación de señales electromiográficas.	70
• Definición de fases del ciclo de pedaleo y señal EMG.	72
• Paso 3: Determinación del segmento EMG de análisis.	73
• Paso 4: Aplicación de la Transformada de Wavelet Discreta.	74
• Paso 5: Cálculo de la Intensidad de los Coeficientes Wavelets.	76
• Paso 6: Cálculo pendiente para cada Coeficiente Wavelet.	76
• Procesamiento de datos cinemáticos.	77
• Análisis estadístico.	77
• Resultados	78
• Revoluciones por minuto (rpm).	79
• Potencia mecánica durante el test de Wingate.	79
• Velocidad angular durante el test de Wingate.	80
• Resultados EMG.	81
• Amplitud electromiográfica durante el test de Wingate.	81
• Intensidad de coeficientes Wavelets en las distintas bandas de frecuencia.	82
• Matrices de coeficientes Wavelets Discretos.	83
• Análisis estadístico entre la potencia mecánica y las diferentes bandas de	86

frecuencia en los distintos tiempos del test.	
• Fases del Análisis estadístico.	88
• Fase 1.	87
• Fase 2.	93
• Desarrollo de un fatigo-grama.	97
• Discusión.	100
• Conclusiones.	110
• Bibliografía.	107

## Índice de Tablas.

---

- **Tabla 1.** Datos antropométricos de la muestra.
- **Tabla 2.** Media y desviación estándar de la potencia mecánica.
- **Tabla 3.** Media y desviación estándar velocidad angular.
- **Tabla 4.** Potencia mecánica versus bandas de frecuencias al tiempo 5(s).
- **Tabla 5.** Potencia mecánica versus bandas de frecuencias al tiempo 10(s).
- **Tabla 6.** Potencia mecánica versus bandas de frecuencias al tiempo 15(s).
- **Tabla 7.** Potencia mecánica versus bandas de frecuencias al tiempo 20(s).
- **Tabla 8.** Potencia mecánica versus bandas de frecuencias al tiempo 25(s).
- **Tabla 9.** Potencia mecánica versus bandas de frecuencias al tiempo 30(s).
- **Tabla 10.** Índices de Correlación. Diferentes estadios de tiempo.
- **Tabla 11.** Potencia mecánica, ( $\Delta_1$ ) y bandas de frecuencias.
- **Tabla 12.** Potencia mecánica, ( $\Delta_2$ ) y bandas de frecuencias.
- **Tabla 13.** Potencia mecánica, ( $\Delta_3$ ) y bandas de frecuencias.
- **Tabla 14.** Potencia mecánica, ( $\Delta_4$ ) y bandas de frecuencias.
- **Tabla 15.** Potencia mecánica, ( $\Delta_5$ ) y bandas de frecuencias.

## Indices de Figuras.

---

- **Figura 1.** Patrones de activación hipotéticos durante un pedaleo usando un modelo de activación y desactivación.
- **Figura 2.** Ilustración que muestra varios métodos utilizados para estudios de fatiga, revelando información acerca de los procesos potencialmente involucrados en la generación de fuerza o potencia.
- **Figura 3.** Potencia peak de cada una de las contracciones generadas por un sujeto durante 25 segundos en un esfuerzo máximo a una tasa de 120 rpm.
- **Figura 4.** Potenciales de acción de unidad motora (PAUM) propagándose a lo largo de fibras musculares.
- **Figura 5.** Señal EMGs del músculo multifidus derecho durante una contracción isométrica de 7 segundos de duración.
- **Figura 6.** Análisis espectral de Fourier . A) Descomposición Fourier de un PAUM, . B) Amplitud absoluta de histogramas.
- **Figura 7** A) Señal EMGs del músculo multifidus lumborum derecho, B) Análisis espectral de señal EMGs mediante transformada de Fourier.
- **Figura 8.** Descomposición de señal mediante Transformada Discreta de Wavelet.
- **Figura 9.** Descomposición de señal EMGs en 8 niveles, expresada en diferentes espectros de frecuencia.
- **Figura 9.** Segmentación del plano tiempo-frecuencia en DWT.
- **Figura 10.** Comparación entre la Transformada de Fourier y Wavelets.
- **Figura 11.** Señal EMG obtenida de una contracción de tipo isométrico (músculo multifido) en un test de resistencia.
- **Figura 12.** Transformada de Fourier de una señal estacionaria (isométrica).
- **Figura 13.** Caída de la frecuencia mediana en función del tiempo.
- **Figura 14.** Muestra un acercamiento de señal EMG de tipo no estacionaria extraída del músculo vasto medial
- **Figura 15.** Factores que afectan una contracción dinámica.

- **Figura 16.** Contracciones musculares en distintos estadios de tiempo durante el test de Wingate.
- **Figura 17.** Muestra la FFT para cada una de las contracciones extraídas de una señal dinámica en un test de fatiga dinámica.
- **Figura 18.** Muestra la Transformada Corta de Fourier y la frecuencia mediana instantánea.
- **Figura 19.** Señal EMG en condiciones dinámicas y su respectivo análisis tiempo-frecuencia.
- **Figura 20.** Muestra la caída de la potencia mecánica durante el test de Wingate.
- **Figura 21.** Muestra equipo de EMG y utensilios para la toma de datos.
- **Figura 22.** Muestra cicloergómetro para Wingate.
- **Figura 23.** Distancia inter-electrodos
- **Figura 24.** Ubicación de electrodos de superficie.
- **Figura 25.** Fases en un cicloergómetro. Propulsión y recuperación.
- **Figura 26.** Señal electromiográfica generada en un test de Wingate.
- **Figura 27.** Señal EMG con sus respectivo inicio temporal.
- **Figura 28.** Contracciones seleccionadas para análisis.
- **Figura 29.** Correspondencia entre potencia mecánica y actividad eléctrica muscular.
- **Figura 30.** Relación entre porcentaje del ciclo de pedaleo y la longitud de la señal EMG.
- **Figura 31.** Fase de la contracción seleccionada para análisis.
- **Figura 32.** La imagen muestra la Transformada Discreta de Wavelet rectificada.
- **Figura 33.** Aplicación de Matriz Wavelet.
- **Figura 34.** Variación de Intensidad de un coeficientes Wavelet.
- **Figura 35.** Valor de la pendiente de los coeficiente Wavelet a través de las contracciones sub segmentadas durante el test de Wingate.
- **Figura 36.** A la izquierda se observa el tiempo entre cada contracción. A la derecha, la velocidad angular media.
- **Figura 37.** Muestra la evolución del tiempo entre cada contracción durante el test de Wingate.

- **Figura 38.** Muestra la caída de las revoluciones por minuto durante el test de Wingate.
  - **Figura 39.** Muestra la caída de la potencia mecánica media durante el test de Wingate.
  - **Figura 40.** Velocidad angular media durante el test de Wingate.
  - **Figura 41.** Muestra la señal EMG rectificada con sus respectiva intensidad (RMS normalizada).
  - **Figura 42.** Intensidad media normalizada (rms).
  - **Figura 43.** Muestra la intensidad de los coeficientes Wavelets en las distintas bandas de frecuencias en los estadios de tiempo durante el test de Wingate.
  - **Figura 44.** Matrices de Wavelets Discretas, en distintos tiempos del test, con sus respectivas señales EMG.
  - **Figura 45.** Correspondencia entre ciclos cinemáticos, señal EMG y su respectiva Transformada de Wavelet Discreta.
  - **Figura 46.** . Imagen en 3D de la progresión de las Transformadas de Wavelet rectificada y Transformada de Wavelet Discreta rectificada.
  - **Figura 47.** Gráfico de correlaciones entre potencia mecánica y bandas de frecuencias.
  - **Figura 48.** Índices de correlación entre deltas de potencia y bandas de frecuencias Wavelets.
  - **Figura 49.** Tendencia del coeficiente n°24 y n° 142 durante el test de Wingate.
  - **Figura 50.** Valor de la pendiente para todos los Coeficientes Wavelets.
- Figura 51.** Muestra la media de las pendientes en todos los coeficientes Wavelets Discretos. (Fatigo-grama).

## **Resumen:**

*En distintas áreas de investigación relacionado al ser humano, el movimiento sigue siendo de interés para muchos investigadores. Uno de los procesos que causan atención en el rendimiento humano es el fenómeno de fatiga muscular. Este fenómeno se ha podido investigar con distintas herramientas y técnicas. Una de éstas, es la electromiografía de superficie (EMGs). La EMGs ha sido ampliamente utilizada para la evaluación de la fatiga muscular local. La fatiga muscular desde el punto de vista de los movimientos se desarrolla en dos principales formas, uno es el proceso estático, donde las contracciones musculares no varían mayormente su longitud y se les denomina contracciones isométricas y el otro es en procesos dinámicos, donde el músculo sufre variaciones de su longitud y se denominan contracciones dinámicas. La electromiografía de superficie (EMGs) obtenida en procesos de fatiga es de real interés para el entendimiento muscular tanto para los procesos de rehabilitación como para la medicina deportiva, la ergonomía, la biomecánica, el estudio del control motor y otras.*

*Clásicamente se ha descrito, que durante las contracciones isométricas (estacionarias), fatigantes mantenidas se observa una caída de la frecuencia media o mediana de la señal electromiográfica (EMG) en función del tiempo en el espectro de Fourier, lo que se expresa en una compresión del espectro de frecuencia hacia las bajas frecuencias. Esto se conoce como el índice de fatiga muscular local. Con esto último se satisface el estudio de señales electromiográficas del tipo estacionarias. Sin embargo el desafío en la aplicación de esta técnica electromiográfica tiene que ver con los registros e información obtenidas en contracciones definidas como dinámicas. Desde un tiempo atrás han aparecido nuevas técnicas de procesamientos de señales que han demostrado ser útiles para el estudio de fenómenos no estacionarios como son las señales EMG en condiciones dinámicas. Estas herramientas denominadas análisis tiempo-frecuencia, de las cuales la Transformada de Wavelets es una de las utilizada, se han aplicado en distintas disciplinas científicas tales como transmisión de señales, procesamientos de imágenes, suavizamientos de señales, neurofisiología, estudios de vibraciones y algunas aplicaciones recientemente en fenómenos de fatiga muscular dinámica.*

*Por mucho tiempo las señales EMGs han sido procesadas con las clásicas herramientas de procesamiento de señales, para actualmente dar paso al análisis de tiempo-frecuencia. Sin embargo existe poca información respecto a señales altamente no estacionarias como es un proceso dinámico de alta velocidad angular, donde la señal EMG se hace compleja de analizar. El objetivo de esta investigación es poder realizar, con un análisis tiempo- frecuencia (Transformada de Wavelets Discreta), un espectrograma y construir un fatigo-grama que describa un proceso de fatiga muscular en movimientos de esfuerzo físico supramaximal.*

## ABSTRACT.

*In different areas of research related to human beings, movement continues to be of interest to many researchers. One the processes that cause attention on human performance is the phenomenon muscle fatigue. This phenomenon has been investigated with different tools and techniques. One of these is the surface electromyography (sEMG). The sEMG which has been widely used for evaluation of local muscle fatigue. The muscular fatigue from the standpoint of the movement takes place in two main forms, is a static process, where muscle contractions mostly not vary their length and are called contractions isometric and the other is in dynamic processes, where the muscle suffers variations in length and are called dynamic contractions. The surface electromyographic (EMGs) obtained on processes is fatigue of real interest to the understanding muscle both processes rehabilitation for sports medicine, ergonomics, biomechanics, the study of motor control and others.*

*Classically it has been described that during isometric contractions (stationary), fatigantes maintained there is a fall in median frequency of the signal electromyographic (EMG). Depending on the time in the Fourier spectrum, which is expressed in a compression of the frequency spectrum to the low frequencies. This known as the muscle fatigue index. With the latter is meets the study of electromyographic signals of the type stationary. However, the challenge in implementing this technique electromyographic has to do with the records and information obtained in contractions defined as dynamic. From time back emergence of new signal processing techniques that have proved useful in the study of phenomena such as non-stationary EMG signals are in dynamic conditions. These tools called analysis time-frequence, of which the Wavelets Transforms is one of the chosen, have been implemented in various scientific disciplines such as signal transmission, processing images, smoothing signals, neurophysiology, studies vibrations and some applications recently dynamic muscle fatigue phenomena. For a long time signals EMGs have been processed with the classic signal processing tools, for now give way to time-frequency analysis. However there is little information regarding non-stationary signals highly as a process dynamic high angular velocity, where the EMG signal is complex to analyze. The objective of this research is to be able to perform, with a discrete time-frequency analysis (Discreta Wavelets Transforms), a spectrogram and build a fatigo-grama describing a process muscle fatigue in movements exertion supramaximal.*

## **1.0 Introducción:**

El movimiento humano se caracteriza por ser de tipo dinámico, incluso en las aparentes posiciones estáticas como la postura. La dinámica del movimiento humano se ha estudiado desde distintas disciplinas científicas, tales como la neurociencia, la fisiología, neurofisiología, la psicomotricidad y otras. Sin embargo, una de las disciplinas que se ha especializado en el estudio del movimiento humano y su relación con su entorno es la Biomecánica. La Biomecánica como una ciencia relativamente nueva se fundamenta principalmente en la capacidad de poder realizar registros, a través de la instrumentación biomédica, objetivos y confiables. Estos últimos pueden ser directos e indirectos. Dentro de los registros indirectos se encuentra la electromiografía de superficie (EMGs), la cual se ha desarrollado exponencialmente en este último tiempo a partir del crecimiento de la instrumentación y el proceso de señales digitales. Esta técnica es de interés para el entendimiento del funcionamiento muscular (1,5). De acuerdo a su objetivo existen varios tipos, la electromiografía clínica, principalmente con fines de neurodiagnóstico y la electromiografía funcional o de superficie (EMGs) para estudios kinesiológicos o funcionales son las más utilizadas.

La electromiografía de superficie(EMGs) es una técnica no invasiva que consiste en obtener la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos de un músculo y que permite obtener información del comportamiento muscular en distintas actividades motoras. Esta herramienta se aplica desde los años 1900 donde a Piper se le considera el primer investigador que realizó un electromiograma (78), hasta tiempos contemporáneos donde se ha utilizado recientemente en viajes espaciales para el entendimiento de los efectos de la microgravedad sobre el músculo.

cuestionada debido a su incapacidad de poder adaptarse a señales de tipo no estacionarias como lo son las contracciones musculares dinámicas (20). Recientemente han aparecidos nuevas técnicas de procesamientos de datos para señales de tipo no estacionarias como son los análisis de tiempo–frecuencia (34,35,36,37,38) las que si consideran la no estacionariedad de la señal. De estas últimas, la Transformada de Wavelet ha tenido gran aplicación en el ámbito de la biomedicina (38,39).

El objetivo principal de esta investigación es realizar un análisis tiempo–frecuencia (análisis de Wavelet Discreto) en contracciones altamente no estacionarias como son las derivadas de un test de máxima potencia (Test de Wingate), y así poder construir un fatigograma muscular dinámico. Por otro lado establecer una relación entre la caída de la potencia mecánica en el test de Wingate y el comportamiento de las intensidades de los coeficientes Wavelets en las diferentes bandas de frecuencias que están contenidas en la señal electromiográfica aplicando la Transformada de Wavelet Discreta.

### **1.1 Planteamiento del problema:**

En distintas áreas de investigación relacionado al ser humano, el movimiento sigue siendo de interés para muchos investigadores. Uno de los procesos que causan atención en el rendimiento humano es el fenómeno de fatiga muscular. Este fenómeno se ha podido investigar con distintas herramientas y técnicas. Una de estas herramientas es la electromiografía de superficie (EMGs). La EMGs ha sido ampliamente utilizada para la evaluación de la fatiga muscular local. La fatiga muscular desde el punto de vista de los movimientos se desarrolla en dos principales formas, uno es el proceso estático, donde las contracciones musculares no varían mayormente su longitud y se les denomina contracciones isométricas y el otro es en

procesos dinámicos, donde el músculo sufre variaciones de su longitud y se denominan contracciones dinámicas.

Dentro de toda la gama de señales que pueden ser adquiridas del cuerpo humano, la señal electromiográfica de superficie (EMGs) obtenida en procesos de fatiga es de real interés para el entendimiento muscular tanto para los procesos de rehabilitación como para la medicina deportiva, ergonomía, biomecánica, el estudio del control motor y otras.

Clásicamente se ha descrito, que durante las contracciones isométricas (estacionarias) fatigantes mantenidas se observa una caída de la frecuencia media o mediana de la señal electromiográfica (EMG) en función del tiempo en el espectro de Fourier, lo que se expresa en una compresión del espectro de frecuencia hacia las bajas frecuencias, traduciéndose en una disminución de los componentes de alta frecuencia de la señal EMG. Esto se conoce como el ***índice de fatiga muscular local***. Con esto último se satisface de alguna manera el estudio de señales electromiográficas en contracciones de tipo estacionario. Sin embargo, el verdadero desafío en la aplicación de esta técnica electromiográfica tiene que ver con los registros e información obtenidas en contracciones definidas como dinámicas o de un punto de vista matemático definidas como señales no estacionarias.

Desde un tiempo atrás han aparecido nuevas técnicas de procesamientos de señales que han demostrado ser útiles para el estudio de fenómenos no estacionarios como son las señales EMG en condiciones dinámicas. Estas herramientas denominadas análisis tiempo-frecuencia, de las cuales la Transformada de Wavelets es una de las utilizada, se han aplicado en distintas disciplinas científicas tales como transmisión de señales, procesamientos de imágenes, suavizamientos de señales, neurofisiología, estudios de vibraciones y algunas aplicaciones recientemente en fenómenos de fatiga muscular dinámica.

Por mucho tiempo las señales EMGs han sido procesadas con las clásicas herramientas de procesamiento de señales, tales como la Transformada Corta de Fourier y la Transformada Rápida de Fourier, para actualmente dar paso al análisis de tiempo-frecuencia. Sin embargo, existe poca información respecto a análisis de señales altamente no estacionarias, como son las obtenidas de un proceso dinámico de alta velocidad angular que se realiza en el test de Wingate, donde la señal EMG se hace compleja de analizar.

**Problema de investigación:**

Las señales electromiográficas obtenidas en procesos dinámicos generan señales que se han definido como no estacionarias. Las clásicas herramientas de análisis, como la Transformada de Fourier y otras, para este tipo de señales no consideran la no estacionariedad de éstas, por lo tanto adolecen de la capacidad de poder capturar información válida relativa al proceso de fatiga muscular dinámico. Para resolver y minimizar esta dificultad es que aplicaremos modernas técnicas de procesamientos de datos para señales electromiográficas de tipo no estacionaria como son las derivadas de un test de máxima potencia anaeróbica donde las señales electromiográficas son producto de un movimiento de alta velocidad angular, generando señales altamente no estacionarias. Por otro lado, buscaremos la relación entre la caída de la potencia mecánica, (test de Wingate) derivada del mismo test y el comportamiento de la energía en las diferentes bandas de frecuencia donde esta contenida la señal electromiográfica, aplicando la Transformada Discreta de Wavelet.

### **1.3 Objetivos**

Los principales objetivos de este estudio son los siguientes:

- 1.- Establecer un índice de fatiga muscular dinámico en contracciones musculares de alta intensidad aplicando la Transformada de Wavelet Discreta (DWT).
- 2.- Evaluar el fenómeno de fatiga muscular local en contracciones dinámicas, aplicando un análisis tiempo - frecuencia (Wavelets).
- 3.- Relacionar la caída de la potencia mecánica con las distintas bandas de frecuencias en el fenómeno de fatiga muscular.

### **1.4 Relevancia del estudio.**

Los fenómenos de fatiga muscular son una de las limitantes fundamentales tanto en procesos deportivos, productivos, rehabilitación, en actividades de vida diaria, como correr y caminar e incluso recientemente en aplicaciones en estudio de microgravedad en viajes espaciales. Por lo tanto poder establecer objetivamente como se desarrolla un proceso de fatiga muscular dinámico es un punto de partida para establecer estrategias para mejorar el rendimiento humano en las distintas actividades de la vida. Bastante se ha investigado sobre el proceso de fatiga muscular, pero mayoritariamente esto ha sido en condiciones estáticas y sólo recientemente en condiciones dinámicas. En estas últimas condiciones es donde está el verdadero desafío en el análisis de las señales electromiográficas. Por otro lado llegar a establecer una relación entre un proceso mecánico como lo es la caída de la potencia mecánica en el test de Wingate y un fenómeno electrofisiológico como lo es la fatiga muscular local, nos entrega una información más completa del rendimiento humano cuando es sometido a grandes esfuerzos.

## **2.0 Revisión de la literatura.**

### **2.1 Contracción muscular.**

La contracción muscular es uno de los tantos procesos que tiene el ser humano para poder realizar distintas tareas motoras, tales como caminar, saltar, correr, alcanzar y desplazarse en general. Para poder realizar este tipo de tareas, el músculo como motor principal, debe realizar distintos tipos de contracciones (1) permitiendo al ser humano realizar distintas tareas motoras. Las tareas motoras pueden ser de diferentes formas, por ejemplo pueden ser tareas de alta coordinación, otras tareas que requieren de mucho esfuerzo como las pruebas atléticas e incluso tareas que demandan un gran gasto energético como las tareas motoras después de largos periodos de inmovilización por enfermedad (1,2). De todo lo anterior mencionado el denominador común en la contracción muscular es que ésta es de tipo dinámico. Este tipo de contracción es diametralmente opuesta a lo que se conoce como contracción muscular isométrica o estática que generalmente se utilizan para fines de investigación donde las variables mecánicas están controladas. Sin embargo, en las contracciones musculares dinámicas, son muchos los factores que hacen más complejo obtener información del músculo en este tipo de contracciones (2).

### **2.2 Contracción muscular dinámica.**

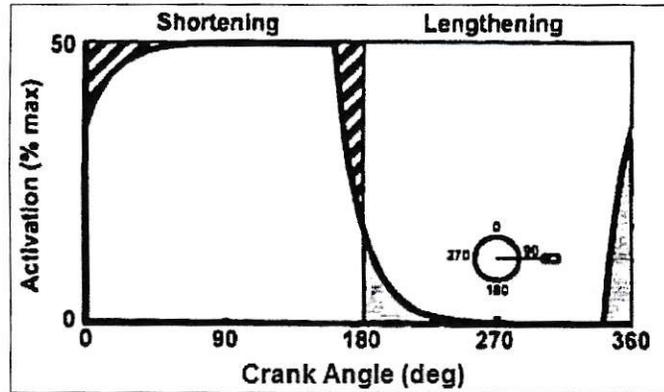
La locomoción humana es caracterizada por movimientos cíclicos que requieren músculos para generar potencia mecánica y sobreponerse a las fuerzas resistivas externas (fricción, gravedad e inercia). La potencia muscular es el producto de la fuerza muscular y la velocidad de contracción, cada uno de las cuales está influenciada por propiedades musculares

intrínsecas. Las propiedades primarias intrínsecas gobernantes del desarrollo de la fuerza muscular, son las relaciones fuerza-longitud, fuerza-velocidad, la cinética de la activación y desactivación muscular. La naturaleza cíclica de la locomoción y las propiedades musculares intrínsecas imponen varias limitaciones que influyen la función muscular individual y la coordinación de múltiples músculos para realizar la tarea. En un movimiento locomotor estereotipado o cíclico, la cinemática repetitiva dictamina la trayectoria y dirección de velocidad del complejo músculo-tendíneo y las propiedades intrínsecas musculares limitan la fuerza que puede ser desarrollada durante el movimiento. Aunque la complejidad de la interacción entre las propiedades musculares y la cinemática del movimiento son bien conocidas, muy poco es conocido acerca del actual rendimiento en vivo durante la locomoción humana, debido a la dificultad de realizar evaluaciones no invasivas de la fuerza muscular, longitud, velocidad y activación en sujetos humano (2).

### **2.3 Función Muscular Durante Contracciones Cíclicas.**

Durante tareas locomotoras muy lentas, la influencia de activación y desactivación dinámica sobre la producción de trabajo muscular, y por lo tanto, el rendimiento de la tarea es mínima. Sin embargo, el retardo del tiempo involucrado en la activación y desactivación dinámica viene a ser importante en las tareas locomotoras humanas que requieren ciclos rápidos de contracción relajación (por ejemplo las carreras y el pedaleo). Durante cada ciclo un músculo está bajo una fase de acortamiento durante el cual éste tiene potencia para generar trabajo positivo, seguido por una fase de alargamiento durante el cual el músculo retorna a la longitud original. Asumiendo una igual duración del acortamiento y alargamiento musculares ( $T_s = T_L$ ) y potencia despreciable requerida para el alargamiento del músculo ( $P_L = 0$ ), la potencia promedio

teórica sobre un ciclo completo es la mitad de la producida durante la fase de acortamiento  $(P_s + P_L) / 2 = P_s / 2$ . Sin embargo, raramente este potencial es completamente realizado, porque el trabajo requerido para el alargamiento de un músculo es usualmente no despreciable y el trabajo generado durante la fase de acortamiento no es máximo, porque la activación y desactivación muscular no son procesos instantáneos (1). En la figura 1, se presenta una relación longitud-activación de un músculo ficticio que está bajo un ciclo de acortamiento-alargamiento durante un pedaleo para ilustrar las consecuencias de la activación y desactivación dinámica. Para optimizar la producción de trabajo muscular, la excitación muscular debe estar durante la fase de alargamiento para dar tiempo al retardo en activación para que el músculo esté generando fuerza al inicio de la fase de acortamiento. La extensión para la cual el músculo no está completamente activo para la fase de acortamiento representa el trabajo muscular no realizado (región achurada). La excitación muscular puede también detenerse antes del fin de la fase de acortamiento para dar tiempo al retardo en la desactivación muscular para evitar la generación de fuerza muscular durante la fase de alargamiento. La extensión para la cual el músculo permanece activo durante la fase de alargamiento (región no achurada) representa el trabajo muscular negativo que reduce el resultado de la potencia promedio sobre el ciclo completo.



**Figura 1.** Patrones de activación hipotéticos durante un pedaleo usando un modelo de activación y desactivación. La excitación muscular es modelada por un cuadro de 50% del máximo y el inicio y término ocurre entre los 342 y 162 grados respectivamente. El músculo está en acortamiento entre 0 y 180 grados. La región con líneas negras en diagonal denota un trabajo muscular positivo. La región de color gris denota trabajo muscular negativo.

Así, en este simple ejemplo, el patrón de excitación debe balancear las demandas competitivas para maximizar la potencia para producir trabajo muscular. La excitación nunca debe comenzar tempranamente en la fase de alargamiento para que el exceso de trabajo negativo que es generado no comience muy tarde para que la máxima potencia del trabajo muscular no sea realizado.

Como los ciclos de tiempo disminuyen con un ciclo de frecuencia más rápido, una porción mas grande de la fase de acortamiento debe ser dedicada a la relajación para evitar el excesivo trabajo muscular negativo (1).

## 2.4 Ciclo acortamiento-estiramiento.

El ciclismo ha sido ampliamente considerado un ejercicio que involucra solamente contracciones concéntricas, por lo tanto los patrones de contracciones excéntricas son considerados mínimas. Sin embargo, recientes hallazgos muestran que las contracciones musculares excéntricas toman lugar en dos músculos tales como el gastrocnemius y soleus durante pedaleo de alta velocidad. Esta acción muscular excéntrica ocurre durante la fase de

alargamiento que es luego seguido por la fase de acortamiento. Esta combinación de acortamiento y alargamiento es conocida como "ciclo alargamiento-acortamiento". Komí (3) estableció que durante el salto, carreras y ciclismo el alargamiento del complejo músculo-tendón puede incrementar en un 8 a 6%. Se ha encontrado que una porción de la energía elástica en los ligamentos y tendones puede ser recuperada durante la fase de acortamiento (contracción excéntrica) del movimiento, produciendo un aumento de la fuerza, potencia y por lo tanto mejorando la economía potencial del ciclismo. La fatiga de alargamiento y acortamiento puede también ocurrir en respuesta a un daño muscular contráctil causado durante el ciclo alargamiento-estiramiento. Además, este ciclo influencia la mecánica muscular, el grado de co-contracción articular (*rigidez* articular y muscular), además de los reflejos involucrados, y así causando una disminución en la tolerancia al alargamiento muscular y un incremento en el tiempo para cambiar desde el alargamiento muscular a una contracción. El tiempo de contracción aumentado durante ambas fases concéntricas y excéntricas, la reducción resultante en la producción de la fuerza durante ciclos alargamiento-acortamiento son la resultante de una disminución en los componentes de reflejo, los cuales son interpretados como un mecanismo de protección del sistema nervioso central (SNC). Es conocido que las aferencias de *feedback* resultantes de la tensión muscular es proporcionado por el órgano tendinoso de Golgi y eso puede ser causal de sensaciones generalizada de fatiga muscular (4).

## 2.5 Definición de fatiga

La fatiga muscular bajo ciertas condiciones puede reflejar una disminución del rendimiento, y muchos investigadores usan esta definición como fatiga. Por ejemplo, durante una contracción máxima sostenida, la fuerza declina de manera sostenida, y por lo tanto la fatiga se observa desde el inicio del ejercicio. Por otro lado si la contracción muscular es submáxima el rendimiento puede ser mantenido a un nivel de intensidad por un largo período de tiempo. De acuerdo a estas definiciones la fatiga puede ocurrir cuando el *target* de fuerza no puede ser mantenido en el tiempo. Esta incapacidad de producir la fuerza requerida, resulta de los procesos subyacentes durante el ejercicio y pueden resultar en una caída gradual de la fuerza (5,6,7,8,9).

## 2.6 Terminología y definiciones:

Para un mejor entendimiento de la fatiga muscular es necesario uniformar ciertas definiciones al respecto (10):

**-Contracción voluntaria máxima:** Es la fuerza generada con un *feedback* y estímulo, cuando el sujeto cree que es su máximo esfuerzo.

**-Máxima fuerza evocable:** Es la fuerza generada por un músculo o grupo muscular cuando al aplicar estimulación eléctrica sobre el músculo la fuerza no puede aumentar.

**-Potencia máxima:** Es la potencia generada con un *feedback* y estímulo, cuando el sujeto cree que es su máximo esfuerzo.

**-Fatiga muscular:** Cualquier reducción de fuerza inducida por ejercicio en la capacidad de generar fuerza o potencia.

**-Fatiga central:** Cualquier reducción inducida por el ejercicio en la contracción voluntaria máxima la cual no es acompañada por la misma reducción en la máxima fuerza evocable.

## **2.7 Fatiga Muscular Humana.**

La fatiga muscular humana es una experiencia de vida común y en el ambiente médico-clínico, pero el proceso está lejos de ser comprendido completamente (11-15) Investigaciones de varias décadas de cómo se desarrolla la fatiga durante diferentes tipos de ejercicio han intentado dilucidar los procesos y mecanismos involucrados. La literatura sobre la fatiga muscular revela diferentes visiones sobre los mecanismos más importantes para la fatiga así como todos los procesos asociados a ella. Las distintas opiniones pueden ser por el amplio rango de modelos de ejercicios, protocolos y métodos aplicados en el estudio de la fatiga muscular humana (16). Los intereses varían desde propiedades mecánicas, a cambios electrolíticos y metabolismo energético, por lo tanto es complejo extrapolar resultados desde un estudio a otro. Por otro lado diferentes investigadores han usado diferentes definiciones para la fatiga. Además es necesario clarificar los términos usados frecuentemente en fatiga.

Numerosos estudios de fatiga utilizan modelos de ejercicios que involucran contracciones voluntarias máximas (CVM), estimulación tetánica, (trenes de impulsos eléctricos hasta provocar fatiga muscular) y condiciones isquémicas (cierre de perfusión sanguínea hacia los órganos). Por otro lado la actividad voluntaria normal es caracterizada por una relativa baja tasa de disparo (20-40 Hz) que resulta en una suma parcial de fuerza. Incluso a bajos niveles de fuerza (10- 15 % de la fuerza máxima), el flujo sanguíneo puede ser afectado debido a que la presión intramuscular está por sobre la presión de perfusión, (presión que detiene el flujo sanguíneo) Ahora, si las contracciones son realizadas de manera intermitente, como durante la

mayoría de las actividades diarias, el flujo sanguíneo puede ser obstaculizado durante la contracción, pero la hiperemia (aumento del flujo sanguíneo) entre las contracciones puede proporcionar el suficiente oxígeno para mantener un suministro de energía aeróbica.

## **2.8 Fatiga Muscular Local.**

En el estudio de la biomecánica humana, es de interés valorar la fatiga de músculos que están involucrados en el rendimiento de una tarea motora. Los fisiólogos se han acostumbrado a usar el resultado de la fuerza de un músculo como índice de fatiga. En particular el punto en el cual una contracción no puede ser sostenida (punto de falla) ha sido generalmente designado como el punto en el cual el músculo está en fatiga. Este idea implica que la fatiga ocurre en un punto específico en el tiempo; una idea que es inconsistente con el concepto de fatiga aceptado por la ingeniería y la ciencia física (5,6,7).

El uso del concepto de un "punto de falla" trae algunas desventajas prácticas. Por ejemplo la fatiga podría ser detectada una vez que esta ha ocurrido. Este idea podría tener poco uso en aplicaciones clínicas y ergonómicas donde es importante tener información precedente a la falla para tomar las medidas adecuadas. Además existen tres factores que confunden este concepto:

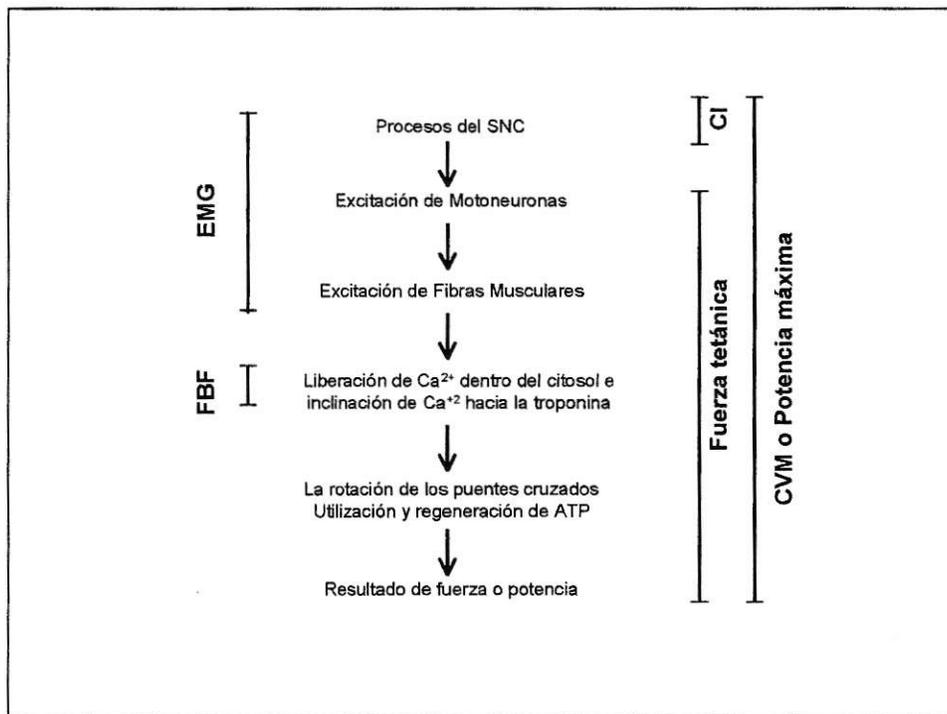
- 1) Durante una contracción voluntaria, la fuerza de un músculo individual no es frecuente de acceder y el torque monitoreado puede no representar fielmente la fuerza de un músculo de interés.
- 2) Durante una contracción sub-máxima, es posible mantener un torque sostenido de manera aceptable, en un sentido macroscópico, pero estos procesos fisiológicos y biomecánicos son tiempo-dependientes, y procesos bioquímicos alteran la forma de generar fuerza durante una

contracción sostenida. Estos procesos incluyen i) unidades motoras que pueden ser reclutadas y desreclutadas, esto no ha sido comprobado , pero aún está en investigación, ii) la tasa de descarga de muchas unidades motoras disminuye y iii) las contracciones de fuerza de unidades motoras incrementan en amplitud durante contracciones sostenidas.

**3)** El punto de falla es una función de ambos factores fisiológicos y psicológicos, por lo tanto es difícil conocer la relación de causalidad de cada uno de esos puntos. La alternativa sería la compresión espectral de una señal EMG en una contracción sostenida. Mediante el monitoreo y cuantificación de la modificación espectral durante una contracción sostenida proporciona índices de fatiga que describen el curso temporal de los procesos bioquímicos y fisiológicos. Este índice de fatiga proporciona al menos dos ventajas sobre la fatiga contráctil: (i) un monitoreo del torque en la articulación en la cual más de un músculo puede contribuir. En contraste, la señal EMG puede ser detectada de músculos individuales y así la variable espectral del índice de fatiga puede ser usada para describir el rendimiento de músculos individuales; (ii) la modificación espectral progresa continuamente desde el inicio de la contracción, así proporcionando una indicación de la tasa del progreso de fatiga en los inicios de la contracción.

## 2.9 Posibles Sitios de fatiga:

La generación de fuerza voluntaria resulta de una secuencia de eventos y cada uno de estos es un potencial factor limitante de la fuerza (Figura 2). El primer proceso comprende todos los factores centrales que influyen la activación de las motoneuronas incluyendo los factores motivacionales, como la integración sensoriomotriz, que finalmente lleva a la generación de los potenciales de acción en el sarcolema, (membrana celular muscular) (6).



**Figura 2.** Ilustración muestra varios métodos utilizados para estudios de fatiga, revelando información acerca de los procesos potencialmente involucrados en la generación de fuerza o potencia. FBF, Fatiga de baja frecuencia; CI, Contracción de interpolación; CVM: contracción voluntaria máxima.

## 3.0 Definiciones y sitios de fatiga neuromuscular.

Un acercamiento cuantitativo a la fatiga es a menudo asociado a un evento, o un instante correspondiente a un evento, así como la incapacidad de realizar una tarea o sostener un esfuerzo y de alguna manera asociada a un a un rendimiento mecánico. Otras descripciones se relacionan con la incapacidad de alcanzar el mismo nivel inicial de la contracción voluntaria

máxima(CVM), fuerza (capacidad de generación de fuerza), nuevamente relacionada a un evento o instante de tiempo asociado a la incapacidad para producir un rendimiento mecánico específico. Estas definiciones indirectamente implican que no hay fatiga antes de un tiempo o evento.

Desde el punto de vista de la ingeniería la fatiga de un material o fatiga mecánica es diferente. En este caso la fatiga es definida como un proceso que se desarrolla en el tiempo y el progresivo cambio de las características del material o la mecánica sin evidentes cambios de rendimiento en el tiempo de deformación o ruptura. Esta definición puede ser adaptada a un músculo donde el proceso de fatiga se relaciona para todos los procesos de cambios fisiológicos que toman lugar en el músculo, antes que se manifieste la fatiga muscular mecánica. Por lo tanto el proceso de fatiga esta en función del tiempo, el cual esta involucrado desde el inicio de la contracción. La evolución puede ser lenta o rápida, dependiendo del esfuerzo realizado, llevando tarde o temprano a detectar cambios en el rendimiento.

En relación a los potenciales sitios de fatiga en el sistema neuromuscular, la corteza motora, la conducción excitatoria, las estrategia de control medular alto y bajo, a través de la alfa motoneurona, las propiedades de conducción de las motoneuronas, la transmisión neuromuscular, la excitabilidad del sarcolema y propiedades de conducción ciclo contracción-relajación, el suministro de energía metabólico y los mecanismos de contracción son los posibles sitios donde se puede desarrollar la fatiga. Estos se pueden agrupar en (1) fatiga central, (2) fatiga de unión neuromuscular y (3) fatiga muscular. Todos estos factores directamente o indirectamente afectan la señal EMG en formas que son muy complejas de aislar, especialmente debido a que la información obtenida a través de la EMGs esta relacionada a un gran grupo de unidades motoras.

Para reducir los problemas y el número de factores que afectan la señal, la mayoría de las investigaciones en fatiga muscular están basadas en condiciones de fuerza constante o isométrica (17).

### **3.1 Valoración de la Fatiga:**

La valoración de la fatiga se realiza mediante dos formas principalmente: Una tiene que ver con una medición directa de valorar la fatiga y la otra se refiere a una medición indirecta de dicha valoración (18).

#### **3.1.1 Valoración Directa de la Fatiga.**

En lo que respecta a valoración directa de la fatiga, se definen los siguientes conceptos:

**3.1.1.1 Fuerza voluntaria máxima:** La valoración confiable de la fatiga muscular es altamente dependiente de las mediciones de la capacidad de generar fuerzas. En humanos la contracción voluntaria máxima es la más usada. Sin embargo, esta puede ser afectada por falta de motivación y efectos inhibitorios a varios niveles del SNC y a nivel muscular. Incluso la máxima motivación externa y *feedback* son suficientes para remover totalmente las motivaciones centrales. Gandevia (7), además argumenta una distinción entre contracción voluntaria máxima (CVM) y máxima fuerza evocable. Esta última puede ser determinada por estimulación eléctrica del músculo o nervio. Para restringir el concepto de fatiga a caídas inducidas por el ejercicio en la capacidad de generación de fuerza, la fatiga central puede ser definida como "cualquier reducción en la fuerza de contracción voluntaria máxima ocurrida durante el ejercicio el cual no esta acompañada por una caída en la máxima fuerza evocable".

De acuerdo a las definiciones anteriores la más directa de la valoración de la fatiga, es obtenida a través de la medición de la fuerza o la potencia en respuesta a un esfuerzo máximo voluntario o a estimulación eléctrica tetánica. Las contracciones voluntarias máximas son realizadas por instruir al sujeto a generar la fuerza lo más alto posible.

### **3.1.1.2 Potencia.**

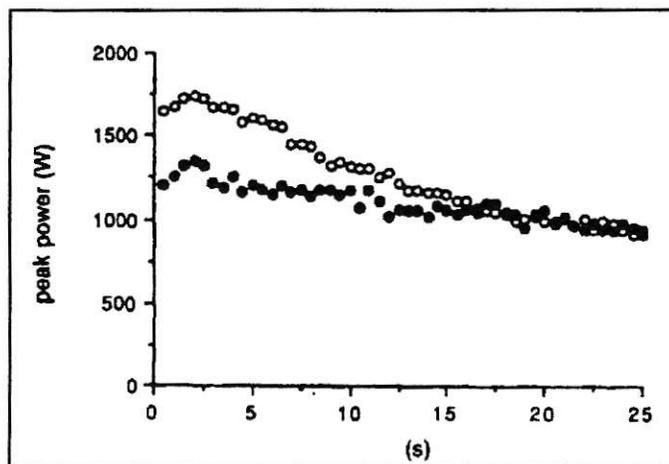
Es de interés no sólo evaluar la capacidad de generar fuerza, sino también la capacidad para generar la máxima potencia, que puede ser incluso más importante. Comparado con contracciones isométricas, contracciones concéntricas son energicamente más demandante y requieren tasas más rápidas de generación de ATP. La valoración de la potencia máxima puede por lo tanto dar información adicional, además de cambios significativos involucrado en liberación y utilización son más factibles de ser detectado por contracciones de acortamiento comparado con contracciones isométricas. En las últimas décadas, ha sido posible cuantificar la potencia en investigaciones con aparatos como ergómetros y máquinas isocinéticas.

La máxima potencia puede ser medida a diferentes velocidades de contracción, pero producto del movimiento cada contracción es breve. El torque generado por los sujetos diferirá a través de un ciclo de contracción, y también el torque *peak*, así como el trabajo total puede ser calculado. Esas variables son análogas a la fuerza de CVM en contracciones isométricas. La valoración continua del torque de cada contracción también permite la investigación de cambios inducidos por el ejercicio en el torque *peak* y el promedio del torque. Además es posible comparar los cambios de diferentes fase de la contracción.

En las últimas décadas, ha sido posible cuantificar la potencia. En investigaciones sobre cintas rodante no motorizados, ciclo ergómetros y aparatos isocinéticos, han sido utilizados para

evaluar la potencia. En estudios de fatiga, los cambios en la potencia, son mayoritariamente examinados desde cambios temporales en la potencia de cada contracción a través de un esfuerzo máximo corto. La potencia *peak* es alcanzada a unos pocos segundos, y una caída gradual es observada en el período subsiguiente. La caída típica de la potencia por cerca del 50%, durante la máxima frecuencia de pedaleo, de alrededor de 30 segundos (figura 3).

Una de las fortalezas de usar la fuerza voluntaria máxima o potencia cuando se investiga la fatiga, es que el resultado, es una resultante integrada de la cadena total de eventos. Por lo tanto, cualquier declinación en la potencia puede ser debido a fatiga central, o a un factor distal de la motoneurona. Las contracciones voluntarias pueden así servir, como el primer método de elección antes de agregar investigaciones para examinar los posibles sitios y mecanismos de fatiga con más detalle.



**Figura 3.** Muestra la potencia máxima de cada una de las contracciones generadas por un sujeto durante 25 segundos en un esfuerzo máximo a una tasa de 120 rpm. En círculos rellenos se muestra la caída de la potencia después de 6 minutos de un ejercicio de máxima intensidad en una bicicleta.

### **3.1.1.3 Fuerza tetánica.**

En algunas situaciones, la potencia de la fuerza máxima, puede ser examinada por estimulación eléctrica de la motoneurona, o en el mismo músculo. Usando esta idea, cualquier limitación ubicada en el SNC es abolida, y una medición de la capacidad de un músculo en cuestión puede ser obtenida. La estimulación nerviosa requiere acceso al nervio por estimulación y es fácilmente realizado en estudios de músculos pequeños, como por ejemplo los músculos de la mano. Además, músculos de las extremidades inferiores (EEII) e incluso músculos respiratorios han sido examinados por estimulación nerviosa. Una desventaja con la estimulación eléctrica, es que la excesiva estimulación puede llevar a un bloqueo de la estimulación neuromuscular. Si esto ocurre, una medición errónea de fatiga será obtenida, con una sobreestimación de la fatiga comparadas con las medición fisiológica. En orden a evitar, este tipo de problema, muchos investigadores, usan pequeños trenes de estimulación de alta frecuencia. Para la mayoría de los propósitos, estimulaciones de 50 Hz entre 200 – 400 ms, es suficiente para evaluar la contracción tetánica. Las sacudidas (contracciones musculares de corta duración) también han sido usadas para valorar la generación de fuerza potencial. Las sacudidas de fuerza, pueden llegar a ser muy pequeñas, y por lo tanto, difíciles de ser medidas con exactitud.

La generación de fuerza tetánica es dependiente del manejo motor central, en comparación con los cambios en CVM, provee una estimación de la fatiga central. Varios investigadores han usado este procedimiento y demostrado que contracciones repetidas submaximales de los músculos cuádriceps o aductor del meñique pueden ser llevadas por 30 minutos o más sin detectarse fatiga central.

#### **3.1.1.4 Fatiga de baja frecuencia.**

Varios estudios de fuerzas de contracción han sido usadas para estimar la pérdida de la capacidad de generar fuerza. Desde los primeros estudios reportados por Edwards (18), numerosas investigaciones han reportado una declinación más rápida en la fuerza de contracción, comparado con al fuerza tetánica. Sin embargo, en contraste a la relativamente rápida recuperación de la fuerza tetánica, la fuerza de contracción, necesita horas, e incluso días para recuperarse completamente. La caída desproporcionada en la fuerza de contracción es llamada fatiga de baja frecuencia, y esta es reportada durante ejercicios de alta intensidad, así como contracciones repetitivas submáximas. La fatiga de baja frecuencia es causada por la reducción en la liberación de calcio desde el retículo sarcoplásmico. Estudios recientes de músculos animales *in vitro* dan un fuerte soporte a esta hipótesis. Así, la fuerza de contracción puede llegar a ser muy pequeña durante el ejercicio. Muchos investigadores usan la proporción entre fuerzas generada entre 10 y 50 Hz como una medición de fatiga de baja frecuencia. La estimulación eléctrica del nervio o músculo, con frecuencias altas o bajas, pueden proporcionar una estimación de la eficiencia en la transferencia y la señal desde la excitación del sarcolema a la inclinación de la proteína contráctil de calcio.

### **3.2 Valoración Indirecta de la Fatiga.**

De las valoraciones indirectas estas son las principales:

#### **3.2.1 Tiempo de resistencia.**

La fatiga muscular, como se ha definido anteriormente, está separada de la exahustación, la cual ha sido definida como una incapacidad para sostener una contracción/ejercicio a un *target* de esfuerzo/intensidad. En muchos estudios, la fatigabilidad es examinada por la valoración del tiempo de resistencia. Esta idea está basada sobre la presunción de que existe una asociación entre la declinación en la capacidad de generar fuerza máxima y el tiempo de exahustación. Varios estudios, sin embargo, muestran que la relación entre esos dos parámetros pueden variar considerablemente. Durante la contracción isométrica submáxima repetitiva con los extensores de rodilla, los sujetos con igual tiempo de exahustación y despreciable fatiga central mostraron una reducción en la CVM entre 35 y 70%. Esas observaciones sugieren que existen diferentes mecanismos más allá de la fatiga y la exahustación. Por lo tanto el tiempo de resistencia y los cambios en la capacidad máxima para generar fuerza o potencia, claramente proporcionan información sobre procesos diferentes inducidos por el ejercicio.

#### **3.2.2 Electromiografía (EMG).**

Otro método indirecto radica sobre la respuesta fisiológica que acompaña a la fatiga. Uno de los índices más usados son los cambios las características de frecuencia y amplitud en el electromiograma. Los electrodos de superficie toman la actividad eléctrica de los músculos superficiales, la amplitud, y el espectro de potencia de la señal puede ser determinada. La

amplitud refleja el número y potenciales de acción de unidades motoras (PAUM) en el músculo sobre un período dado. Cualquier cambio en la acción muscular, resultante de cada uno de los números de fibras activas o tasas de excitación, pueden ser detectadas.

Durante contracciones isométricas máximas, la amplitud EMG disminuye progresivamente, y este cambio es posiblemente causado por una declinación gradual de la tasas de excitación de la unidad motora. La caída paralela de la CVM en la fuerza de contracción y la amplitud EMG, puede sugerir que la EMG es un buen marcador para el desarrollo de la fatiga, pero la relación causa-efecto es desafortunadamente poco clara. Cuando la respuesta EMG es examinada durante contracciones musculares submáximas o repetitivas, un aumento gradual en la amplitud es observada. Este aumento puede ser explicado por el patrón de reclutamiento, conocido como el "principio del tamaño". Durante intensidad de ejercicio submáximo, sólo una fracción de fibras musculares son reclutados desde el inicio. Para mantener la intensidad, como se desarrolla la fatiga en las fibras activas, se deben convocar fibras musculares adicionales a jugar un rol. Un leve aumento en la tasa de excitación ha sido reportada en contracciones isométricas intermitentes, y esto puede contribuir a aumentar la amplitud EMG.

Lindsröm (15), mostró que la amplitud EMG medida en diferentes sitios del músculo primer interóseo dorsal, puede aumentar y caer simultáneamente durante una contracción sostenida al 50% de la contracción voluntaria máxima (CVM). Por lo tanto la activación eléctrica de la fibra muscular precede a la generación de fuerza. Cambios en EMG pueden ocurrir independiente de la fuerza o la resultante de la potencia, si los mecanismos para la fatiga están dentro de la fibra muscular. La EMG puede así sólo reflejar parte de la estimulación neural, y podría contribuir a la variabilidad vista en la relación entre EMG y fatiga. Se podría mencionar

que la EMG puede ser usada como un índice de fatiga durante la activación muscular, sólo en condiciones isométricas estrictamente controladas. Cualquier cambio en la longitud muscular o en la tasa de cambios de fuerza, alterará la relación entre EMG y la tasa de activación. Tomando en conjunto los datos disponibles y las consideraciones teóricas, indican que la variación de la amplitud EMG es rápidamente aplicable como un índice de fatiga.

Otro parámetro usado cuando se estudia la fatiga muscular es el espectro de potencia de la EMG. Este parámetro de la señal EMG es obtenida por la Transformada de Fourier de la señal original, y a menudo se calcula la frecuencia mediana o media. Numerosos estudios (7,8,9,10) demuestran que el espectro cambia hacia los valores de baja frecuencia durante la fatiga en ejercicios prolongados, así como de contracciones máximas. Algunos estudios sugieren que una disminución de velocidad de conducción en la fibra muscular es el factor más importante. Otros, en el cual los cambios en la velocidad de conducción fueron valoradas desde potenciales de acciones compuestos, indican que esto puede explicar sólo una fracción del cambio espectral (18).

### **3.0 Cambios metabólicos y bioquímicos en procesos de fatiga muscular.**

La mayoría de los estudios hoy en día han apuntado hacia las investigaciones de las bases metabólicas de la fatiga en músculos esqueléticos humanos y han utilizado el análisis bioquímico de la homogeneidad de las muestras de las biopsias musculares o la colección de espectroscopia de resonancia magnética espectroscópica antes, durante y después de ejercicios fatigantes. Basados sobre los resultados de varios estudios, las conclusiones han sido descritas acerca de los principales factores metabólicos responsables para la fatiga bajo la mayoría de las condiciones de ejercicio. Sin embargo, también es claro en la literatura que los

músculos propulsivos del hombre son compuestos al menos por tres tipos de fibras musculares. Estos difieren ampliamente en sus características fisiológicas, metabólicas y contráctiles, un punto que no puede ser considerado usando la técnica antes mencionada (espectroscopia). Es por esto quizás, prematuro creer que las conclusiones del análisis de tales tejidos heterogéneos ofrezcan un claro conocimiento dentro de las bases metabólicas de la fatiga en el ejercicio humano. Por ejemplo se ha demostrado que durante 30 segundos de contracción isométrica intermitente evocada eléctricamente, la tasa de glicógeno medido en muestras de biopsia de fibras mixtas obtenidas desde los músculos vastos laterales del cuádriceps fueron  $1,47 \pm 0,66$  mmol.s<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup> de "material de desecho", medida que estaría en acuerdo la literatura que describe la respuesta metabólica de músculoesquelético de fibra mixta durante un ejercicio máximo bajo una variedad de condiciones. Sin embargo, una inspección más cercana para mediciones cuantitativas de fragmentos de fibras musculares diseccionadas de la misma muestra de biopsia, reveló marcadas diferencias entre los tipos de fibras, con la tasa de glicogénesis siendo despreciable en fibras de tipo I, pero extremadamente rápida en fibras de tipo II. De hecho, la tasa de glicogénesis fue cercana al  $V_{max}$  de glicógeno-fosforilasa medidas en las fibras tipo II. Esto demuestra claramente que la respuesta metabólica observada en una muestra de biopsia muscular como un todo no son representativas de las respuestas metabólicas que ocurren a nivel de fibra única, pero reflejan la respuesta promedio metabólica que ocurren a través de los tipos de fibra. Incluso cuando la circulación es ocluida en un intento para acelerar la glicogénesis en las fibras tipo I bajo las mismas condiciones experimentales la tasa de glicogénolisis fue aún marcadamente mas baja en las fibras tipos I, comparadas con las fibras tipo II, a pesar de que la glicogénolisis es máxima en ambos tipos. Esto demuestra que las diferencias metabólicas entre

los tipos de fibras no será sólo dependiente de ciertos factores como el reclutamiento, sino también sobre diferencias metabólicas y funcionales entre tipos de fibras (19).

#### **4.0 Generalidades de electromiografía de superficie. EMGs.**

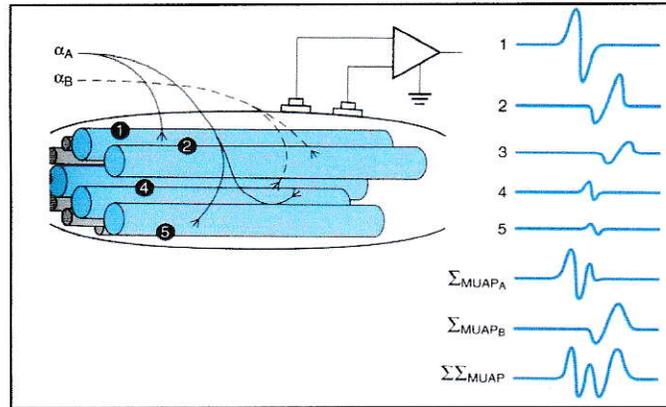
La señal electromiográfica es "*la manifestación eléctrica de la activación neuromuscular asociada a una contracción muscular*"(5). El entendimiento de esta señal requiere la comprensión de la mecánica muscular y la forma en la cual se generan señales bioeléctricas; esto también implica el "*problema inverso*", es decir, cómo las señales biológicas reflejan ciertos mecanismos y fenómenos, permitiendo su identificación y descripción (40).

#### **4.1 Generación de la señal electromiográfica de Superficie.**

La unidad funcional de la contracción muscular es la unidad motora, la cual está compuesta de una alfa motoneurona en la médula espinal y las fibras musculares que esta inerva (7,8,40). El número de fibras musculares inervadas por una motoneurona se conoce como *tasa de inervación* y varía en una relación de 1:1900 en los músculos gastrocnemio y tibial anterior hasta tasas de 1:6 encontradas en músculos extraoculares, por lo tanto, este parámetro es importante en la selectividad del reclutamiento de fibras musculares (7). La corriente neta inducida en la motoneurona por varios sitios de inervación sináptica determina la descarga de la unidad motora, la cual propaga un impulso eléctrico hacia la placa motora; en esta sinapsis especializada, eventos iónicos generan un potencial de acción de fibra muscular. Incluso en reposo, el músculo es un tejido excitable desde el cual la actividad eléctrica puede ser registrada, siendo el potencial eléctrico al interior de la fibra muscular cercano a los -90 mV (4).

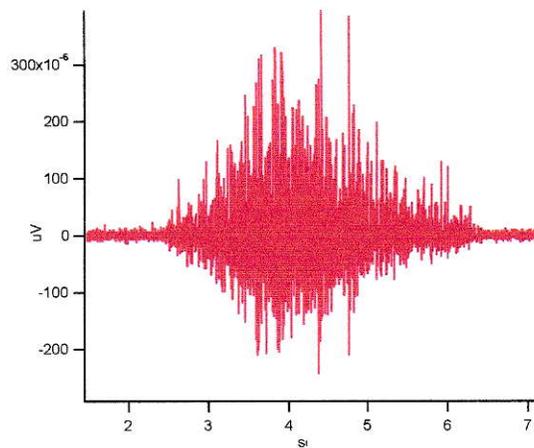
El potencial de acción es el responsable de activar cada segmento de la fibra muscular, con la finalidad de que cada sarcómero contribuya a la generación de tensión. Este proceso empieza con un cambio en la permeabilidad de la fibra muscular al  $\text{Na}^+$ , esto cambia la polaridad en el interior de la fibra muscular, el cual se vuelve positivo con respecto al medio extracelular, a medida que la polaridad se invierte, la permeabilidad de la membrana al  $\text{K}^+$  se invierte, causando salida de  $\text{K}^+$  al exterior de la célula, lo cual repolariza la célula y restaura su potencial de membrana (4). Como consecuencia de lo anterior el potencial del acción de un segmento se propaga a lo largo de cada segmento adyacente de la fibra muscular, en ambas direcciones desde la unión neuromuscular hacia las uniones miotendinosas, con una velocidad que depende del diámetro de la fibra muscular y cuyo rango fisiológico está entre 3 m/s para fibras de contracción lentas y 5 m/s para fibras de contracción rápidas, con un promedio de alrededor de 4 m/s (40).

Todas las fibras musculares de una unidad motora activada se contraen de manera simultánea, y la suma resultante de tales potenciales de acción que se desplazan por las fibras musculares conforman el potencial de acción de unidad motora (PAUM) (figura 4) (4, 5). Si un par de amplificadores diferenciales son aplicados en la piel sobre un músculo que se activa voluntariamente, una señal eléctrica será detectada entre ambos electrodos (22); en consecuencia, dicha señal eléctrica (Figura 5) corresponderá a una señal de electromiografía de superficie (EMGs).



**Figura 4.** Potenciales de acción de unidad motora (PAUM) propagándose a lo largo de fibras musculares (números). Electrodo diferencial sobre el músculo registran la sumatoria de todos los PAUM, lo cual genera la señal EMGs. Nótese escasa contribución de los PAUM de fibras profundas a la amplitud de la señal.

Por lo tanto, en relación a lo anterior, la electromiografía de superficie (EMGs) ha sido definida como: “la suma lineal, espacial y temporal de los potenciales de acción de unidad motora que se generan durante la contracción muscular” (figura 5).



**Figura 5.** Señal EMGs del músculo multifidus derecho durante una contracción isométrica de 7 segundos de duración.

La amplitud de la señal EMGs tiene relación directa con la tensión o fuerza desarrollada por un músculo, la cual incrementa por dos mecanismos (5).

- **Reclutamiento de unidades motoras:** Cuando una unidad motora es activada o reclutada, ésta contribuye a un "*quantum de fuerza*" para la contracción muscular. Se ha establecido que tal reclutamiento sigue un patrón establecido, con unidades motoras de menor tamaño reclutadas en primer lugar y en bajos niveles de fuerzas prosiguiendo a unidades de motoras de gran tamaño, siendo estas las últimas en activarse y las primeras en desactivarse; este comportamiento es conocido como "*principio del tamaño*" (8,9).

- **Frecuencia de disparo de unidades motoras:** Si una unidad motora ya ha sido activada, esta puede aportar al aumento de fuerza incrementando la frecuencia de descargar de sus potenciales de acción (8,9). La tasa mínima a la cual las unidades motoras descargan potenciales de acción repetidamente durante contracciones voluntarias es de 5 a 7 Hz. Las tasas de descargas máximas, sin embargo, varían entre músculos alcanzando como máximo los 35 a 40 Hz en el primer interóseo dorsal (9).

## **5.0 Generalidades de análisis espectral de señales biológicas**

Las señales biológicas, están representadas en la práctica bajo el dominio del tiempo y amplitud, es decir en su formato sin procesar. Esta representación no siempre nos entrega la mejor información de la señal en relación a fenómenos fisiológicos o mecánicos que ocurren en el cuerpo humano. En muchos casos, la mayoría de la información relacionada a tales eventos está oculta bajo el contenido de las frecuencias de aquella señal. El "*espectro de frecuencia*" de una señal es básicamente los componentes o rangos de frecuencia que existen en esa señal biológica (20).

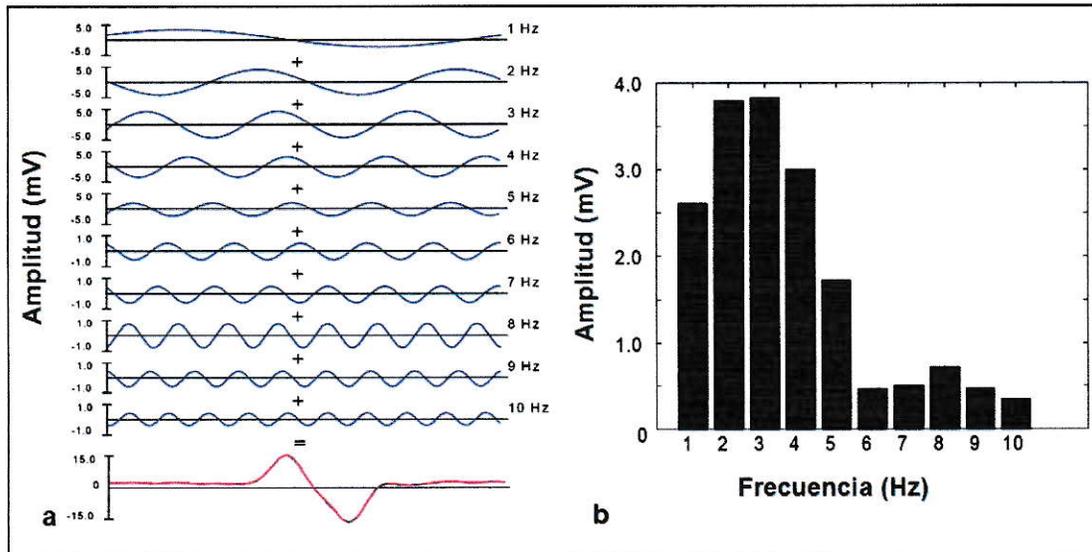
La frecuencia es medida en ciclos/segundos, unidad denominada "Hertz". Pero ¿cómo se establece el contenido espectral de una señal?. La respuesta es a través de transformadas matemáticas, las cuales podrán variar según las características físicas de periodicidad en la señal y el tipo de información que se requiera extraer (20). A continuación se abordarán en forma superficial sólo la transformada de Fourier y representaciones tiempo-frecuencia pertenecientes a la familia Wavelets.

La raíz media cuadrática (RMS) y el espectro de frecuencia media o mediana, son comúnmente usados para describir la amplitud de la señal y el contenido de frecuencia respectivamente. Como el cálculo de la frecuencia mediana está basada en la transformada de Fourier, el uso de señales EMG estables, se asume de manera inevitable. Las señales EMG de nivel isométrico constante son encontradas en un sentido estacionario sobre épocas de 20 a 40 s en contracciones de bajo nivel (20-30% de CVM) o periodos de 0,5 a 1 s para contracciones de alto nivel (50 a 80% de CVM). Como resultado de una señal EMG grabada durante contracciones de fuerza constante isométrica, puede ser considerada como un proceso estocástico estacionario, con una distribución Gausseana de amplitud. En condiciones dinámicas, las señales mioeléctricas generadas por el músculo puede no ser lo suficientemente larga para ser considerada un proceso estable.

Un análisis apropiado de señales EMG para análisis de fatiga requiere una técnica de análisis espectral útil. El uso de la Transformada Corta de Fourier evita el tema de la estacionariedad de la señal por definición del tiempo de intervalo para ser usado en el cálculo. Sin embargo, existen restricciones en el uso de la Transformada de Fourier, debido a la resolución tiempo-frecuencia. Se sabe que el mínimo ancho disponible de la ventana, es de aproximadamente 250 ms para una típica señal EMG (21).

## 5.1 La Transformada de Fourier (*Fourier Transforms* ).

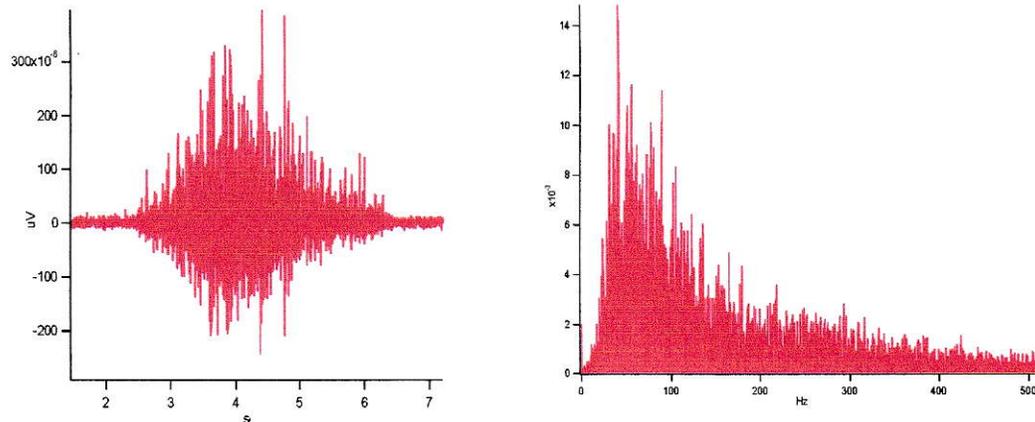
Uno de los análisis espectrales o de frecuencia más clásicos de señales biológicas, corresponde al análisis de Fourier. Joseph Fourier, matemático francés, planteó en 1822, que cualquier función periódica  $f(x)$  puede ser expresada como la suma lineal e infinita de funciones senoidales y cosenoidales; principalmente conocido como “*Teorema de Fourier*”, el cual es aplicado a señales de diversa naturaleza. En base a este teorema toda señal periódica o estacionaria puede ser descompuesta en una serie infinita de senos y cosenos, los cuales se comportan como fenómenos ondulatorios simples y regulares. (figura 6) (20,22).



**Figura 6.** Análisis espectral de Fourier. a. Descomposición Fourier de un PAUM; señal original en rojo, en azul su descomposición en diez sinusoides con frecuencias desde 1 a 10 Hz. Nótese que la suma matemática de las diez sinusoides reconstruye la señal roja. b. Amplitud absoluta de histogramas de las sinusoides, obsérvese que la señal roja en ejemplo contiene fuertes componentes de frecuencia entre 1 a 5 Hz.

La reconstrucción perfecta de la señal es posible si se suman los senos y cosenos que componen las “Series de Fourier” de la señal analizada (20). Naturalmente, la fidelidad de la señal reconstruida disminuye a medida que sinusoides de bajas frecuencias estén presentes en la señal; es decir, la Transformada de Fourier presenta menor resolución hacia las bajas

frecuencias (20). A continuación se presenta un análisis de frecuencia de la señal EMGs, mediante transformada de Fourier (figura 7).



**Figura 7.** Señal EMGs del músculo multifidus lumborum derecho b. Análisis espectral de señal EMGs mediante transformada de Fourier.

El concepto de estacionariedad es de suma importancia. Las señales biológicas, cuyas frecuencias no cambian en el tiempo, son llamadas estacionarias, y no es necesario determinar en qué tiempos existen los componentes de frecuencia. La transformada de Fourier fue diseñada para señales periódicas o estacionarias. Sólo es posible utilizarla en señales no-estacionarias si éstas no presentan componentes espectrales de muy baja frecuencia, cambios repentinos e importantes de un componente de frecuencia a otro y sobre todo si no se está interesado en el intervalo de tiempo en que ocurren las modificaciones espectrales (20).

## **5.2 Nuevas herramientas para el análisis de señales no estacionarias dinámicas.**

### **5.2.1 Conceptos generales de la Transformada de Wavelets.**

Una técnica espectral relativamente nueva es la Transformada de Wavelet (20,23,24). Los Wavelet son construcciones de *block* para funciones generales. Esto significa que cualquier

función general puede ser expresada como una serie infinita de Wavelet. La idea básica subyacente a los análisis de Wavelet consiste en expresar una señal como una combinación lineal de un conjunto particular de funciones, obtenido por el cambio y la dilatación de una función simple, llamada Wavelet madre. La descomposición de una señal lleva un set de coeficientes, llamado coeficientes Wavelet. La señal puede consecuentemente ser reconstruida por una combinación lineal de las funciones Wavelets pesadas por los coeficientes Wavelets. Para obtener una reconstrucción de la señal, un número suficiente de coeficientes Wavelet ha de ser calculado.

La principal característica de los Wavelets es la localización tiempo-frecuencia. Esto significa que la mayoría de la energía, (intensidad de los coeficientes Wavelets), está restringida a un intervalo tiempo finito. La localización en frecuencia significa que la transformada está limitada en su ancho de banda. La concentración de energía en el tiempo y frecuencia están restringidas por el principio de incertidumbre de Heisenberg (25). La ventaja de la localización de tiempo y frecuencia, al contrario de la Transformada Corta de Fourier, en el análisis de Wavelet es que esta varía el aspecto de tiempo-frecuencia, produciendo una buena localización a bajas frecuencia y una buena localización temporal a altas frecuencias. Esto produce una segmentación en un plano de tiempo-frecuencia que es apropiado para la mayoría de las señales físicas, especialmente para aquellas que poseen una naturaleza transiente o no estacionarias.

La Transformada de Wavelet aplicada a las señales EMG, revelará características relacionadas a la naturaleza transiente de la activación muscular de las cuales son detectadas con dificultad por la Transformada de Fourier.

Dos tipos de Transformadas de Wavelet son las más utilizadas: (1) Transformada Continua de Wavelet, (CWT) y (2) la Transformada Discreta de Wavelet. (DWT). Al contrario de la Transformada Discreta de Wavelet, la CWT puede operar a cualquier escala, desde la señal original, escalando hasta la máxima escala determinado por la información necesaria para un análisis detallado con la potencia computacional disponible. Su expresión matemática se puede apreciar en la ecuación 1.

**Ecuación 1** 
$$CWT_x(s, \tau) = \int x(t) \psi_{s,t}^*(t) dt$$

Donde  $s$  representa el parámetro de escala,  $\tau$  representa el parámetro de traslación, y la función base  $\psi_{s,t}^*(t)$  es obtenida por el escalamiento de la Wavelet madre  $\psi(t)$  a un tiempo  $\tau$  y escala  $s$ .

La idea fundamental de los Wavelets es el análisis de acuerdo a una escala, incluso algunos investigadores en el campo de los Wavelets piensan que el uso de éste es adoptar una nueva forma de pensar en la perspectiva en el procesamiento de datos. Esta idea no es nueva. Aproximaciones usando la superposición de funciones han existido desde el año 1800, cuando Joseph Fourier descubrió que él podría superponer senos y cosenos para representar otra función. Sin embargo, en el análisis de Wavelet la escala que se usa para observar un dato juega un rol especial. Los algoritmos de Wavelet procesan datos a diferentes escalas o resoluciones, por ejemplo, si se observa una señal por una ventana muy grande, se puede observar características más generales. Similarmente si se observa una señal con una ventana pequeña se podría notar características pequeñas. El resultado en el análisis de Wavelet es ver ambos, el "Árbol y el bosque". Esto hace los Wavelets interesantes y útiles.

Por muchas décadas los científicos han deseado funciones que aproximen la señal mejor que las funciones senos y cosenos, que son las bases del análisis de Fourier para aproximar señales. Por su definición esas funciones (seno y coseno) no son locales, por lo tanto, hacen un muy pobre trabajo en aproximar espigas exactas como son las altas frecuencias.

El análisis de Wavelets adopta una función prototipo Wavelets llamada: Wavelet madre. El análisis temporal es realizado con una versión de alta frecuencia del prototipo Wavelets, mientras que el análisis de frecuencia es realizada con una versión dilatada de las bajas frecuencias de la misma Wavelet. Aunque la señal original o función puede ser representada en términos de una expansión Wavelets (usando coeficientes en una combinación lineal de una función Wavelets), la operación de datos puede ser realizada usando sólo los coeficientes Wavelets correspondientes.

Otros campos donde se han aplicado los Wavelets incluyen: la astronomía, acústica, ingeniería nuclear, códigos de sub-bandas, procesamiento de señales e imágenes, neurofisiología, música, imágenes de resonancia magnética, discriminación de voz, óptica, fractales, turbulencias, predicción de terremotos, radares, visión humana, aplicaciones de matemática pura como la solución de ecuaciones diferenciales parciales entre otras (26,27,28).

### **Representaciones Tiempo-Frecuencia Discretos.**

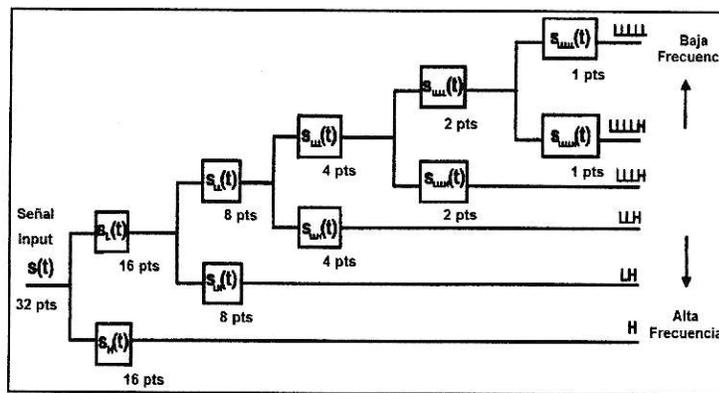
Del principio de Incertidumbre de Heisenberg se desprende, que no es posible conocer la representación exacta tiempo-frecuencia de una señal, es decir, es imposible determinar con total exactitud los componentes espectrales que existen en un instante en particular (20).

En relación a esto sólo es posible establecer ciertas bandas de frecuencias a determinados intervalos de tiempo. Para solucionar parte de este problema, se debe ocupar el

Análisis de Multiresolución (MRA) de Wavelet. Este análisis procesa la señal con diferentes resoluciones en distintas frecuencias; cada componente de frecuencia no es resuelto igual que en el caso de la Transformada de Fourier (20). La expresión matemática de ésta se aprecia en la ecuación 2.

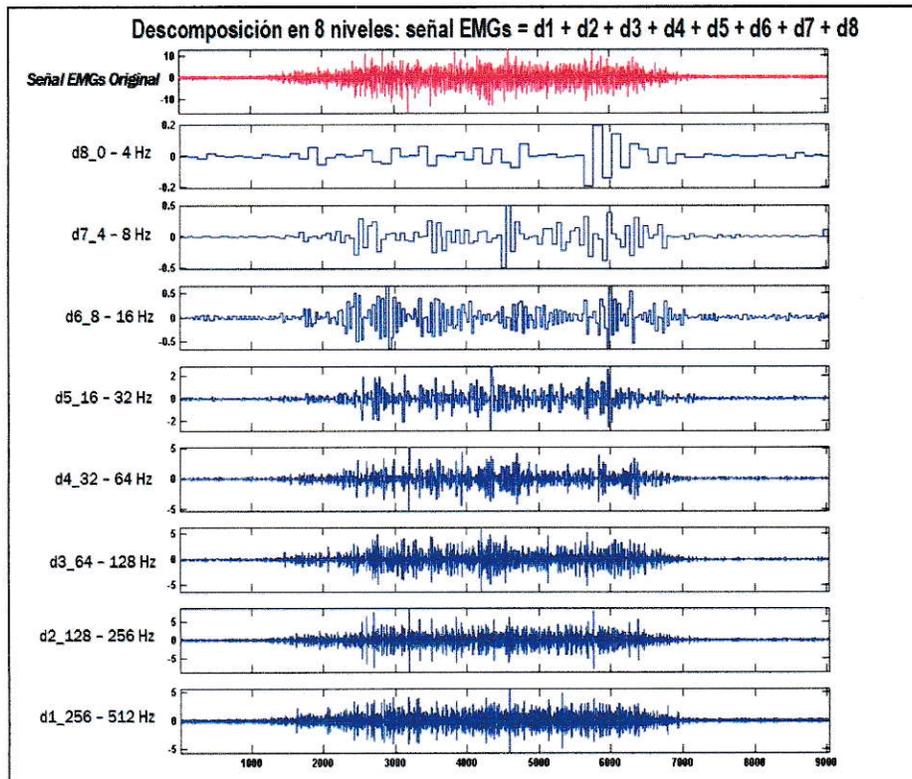
**Ecuación 2** 
$$\psi_{s,t}(t) = s^{-1/2} \psi(t - \tau) s^{-1}$$

La Transformada de Wavelet Discreta (DWT) trabaja en base a operaciones del tipo diádicas (forma dicotómica) denominadas “descomposición”, en la cual una onda de largo  $n$  puntos es sometida a una sucesión de filtros en base a frecuencias altas y bajas denominados “pasa alto” y pasa bajo”, ambos de media banda. Este primer paso se denomina “primer nivel de descomposición”, y el proceso es repetido sólo con el componente de baja frecuencia de cada nivel subsiguiente en forma sucesiva, según sea la cantidad de puntos presentes en la señal, y por lo tanto también su frecuencia de muestreo (figura 8) (20,29).



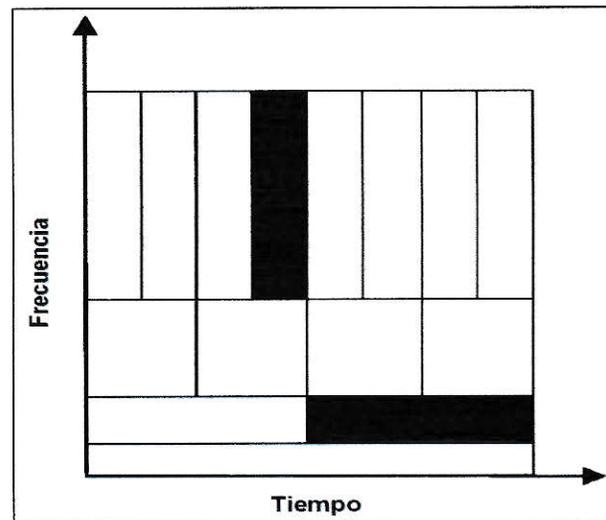
**Figura 8.** Descomposición de señal mediante DWT. Pts = puntos de datos. Obsérvese los cinco niveles de descomposición y la disminución de los puntos a medida que aumenta el número de descomposiciones.

A modo de ejemplo, si se presenta una señal con un rango de frecuencias de 0 hasta 512 Hz, esta señal será descompuesta en dos partes de 0 a 256 Hz y de 256 a 512 Hz, por medio de filtros “pasa alto” y “pasa bajo” y este será el primer nivel de descomposición DWT (d1), el cual corresponde a la misma señal pero expresada en los rangos de frecuencia mencionados. En un segundo nivel, sólo el espectro de frecuencia más bajo, es decir 0 a 256 Hz será sometido al proceso de descomposición, estableciendo un segundo nivel de descomposición DWT (d2) formando dos espectros de 0 a 128 Hz y de 128 a 256 Hz; y así sucesivamente, según la cantidad de niveles establecidos hasta alcanzar los 0 Hz en este caso (figura 9) (20).



**Figura 9.** Descomposición de señal EMGs en 8 niveles, expresada en diferentes espectros de frecuencia. Obsérvese como disminuye la resolución en temporal a medida que aumenta el número de descomposiciones DWT.

La característica principal de la Transformada de Wavelets Discreto será su localización tiempo-frecuencia. En efecto, esto significa que la mayoría de la energía o intensidad de coeficientes Wavelet está limitada a un intervalo de tiempo finito (figura 9). Una ventaja de la localización tiempo-frecuencia es que al contrario de Transformadas basadas en Fourier, un análisis de Wavelet varía la tasa de localización tiempo-frecuencia, produciendo buena localización de frecuencia en bajas frecuencias (ventanas más largas), y buena localización temporal en altas frecuencias (ventanas de tiempo estrechas) (figura 10). Esto produce una segmentación del plano tiempo frecuencia que es el apropiado para la mayoría de las señales electromiográficas utilizadas en biomecánica, las cuales se caracterizan por su naturaleza inestable o no estacionaria (30).



**Figura 10.** Segmentación del plano tiempo-frecuencia en DWT. A pesar que el ancho y alto de los rectángulos difiere, el área se mantiene constante y por lo tanto el plano tiempo-frecuencia también, pero se entrega diferentes proporciones al tiempo y a la frecuencia. A mayores frecuencias el ancho de los rectángulos disminuye, es decir la resolución en tiempo mejora, pero empeora la resolución en frecuencia y viceversa en el otro sentido.

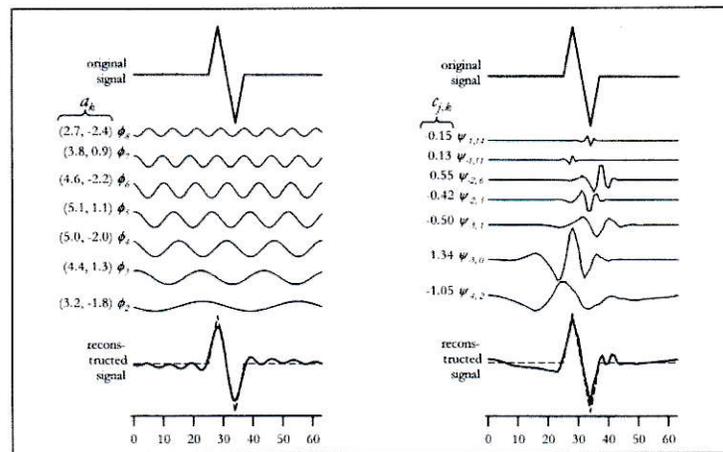
La Transformada de Wavelet, revelará características del espectro de frecuencia relacionadas a eventos mecánicos altamente inestables y transcientes en el dominio del tiempo, que no pueden ser detectadas por la clásica Transformada de Fourier. Numerosos estudios (31-37) ya han evidenciado el adecuado rendimiento de esta herramienta en el procesamiento de señales EMGs en estudios del control motor y mecánica muscular. Panagiotacopolus y colaboradores (29) la han catalogado como la herramienta más objetiva en la detección precisa del tiempo de activación muscular ante contracciones reflejas en músculos paraespinales lumbares. Hostens et al (30), la aplicó en el estudio de la evolución de fatiga muscular dinámica en contracciones de bajo nivel de fuerza en el músculo del bíceps braquial y braquiorradial. Von Tscharnet et al (38), la utilizaron en el estudio de fatiga muscular del cuadriceps femoral durante el ejercicio de mediana y baja intensidad, respectivamente, desarrollado en ciclo-ergómetro, indicando un aumento en la intensidad de coeficientes Wavelets discretos pertenecientes a espectros de baja frecuencia.

#### **5.4 Transformada de Wavelets versus Transformada de Fourier.**

##### **5.4.1 Diferencias.**

La principal diferencia entre estas dos formas de transformadas, es el hecho que la función individual de Wavelets son localizadas en el espacio temporal y las funciones seno y coseno no lo son. Una forma de ver las diferencias de resolución entre la FFT y la Transformada de Wavelet es ver como las funciones bases cubren el plano tiempo-frecuencia. Una de las ventajas de la Transformada de Wavelet es que la ventana es dinámicamente adaptativa. En orden a aislar la discontinuidad de una señal, sería necesario tener una función base muy corta. De la misma manera para obtener un análisis de frecuencia detallado, sería

necesario tener una función base más dilatada. Una forma de satisfacer este requisito es tener funciones bases de alta frecuencia corta y una de baja frecuencia larga. Una de las características importantes de recordar es que la transformada de Wavelet no tienen un único set de funciones bases como la transformada de Fourier, la cual utiliza las funciones senos y cosenos, si no que al contrario, la Transformada de Wavelet tiene un infinito set de posibilidades de funciones bases. El análisis de Wavelet proporciona acceso inmediato a información que permanecen ocultas por métodos como la Transformada de Fourier (39).



**Transformada de Fourier**

**Transformada de Wavelet**

**Figura 10.** Comparación esquemática entre la Transformada de Fourier y Wavelets. Se observa la diferencia fundamental entre ambas transformadas.

La Transformada de Wavelet (figura 10) usa funciones estrechas, al contrario de Fourier (lado izquierdo de la figura) que usa funciones infinitas basadas en las funciones seno y coseno. Esto refleja el soporte compacto que caracteriza las funciones Wavelets, versus funciones de soporte infinito para Fourier. La descomposición de Wavelet captura de mejor manera las espigas más eficientemente que el análisis de Fourier como lo muestra la figura de arriba.

## **6.0 Manifestaciones Mioeléctricas de la Fatiga Muscular:**

La fatiga es una experiencia de nuestra vida diaria, pero su definición es compleja, no única y controversial. En un lenguaje común, la fatiga puede ser descrita como una sensación de dolor muscular o una disminución del rendimiento, no es fácilmente sustituible por una cuantificación o medición. Esta idea está basada en el análisis de las EMGs en el dominio del tiempo y la frecuencia. Los índices de fatiga son definidos sobre la base de la evolución del tiempo de las características de la señal EMGs durante la contracción. De esta forma la fatiga puede evaluarse desde el comienzo del esfuerzo muscular. Esta indicación es relacionada a menudo a un gran número de unidades motoras más que a una forma específica de la señal EMGs (10,12,41).

### **6.1 Valoración de la fatiga muscular a través de la EMG de superficie.**

La fatiga en sí misma no es variable. Esta medición requiere la definición de índices basados en variables físicas que pueden ser medidas, tales como la fuerza o torque, potencia, velocidad angular de una articulación o variables asociadas a una unidad motora simple, así como tasa de descarga, velocidad de conducción, grado de sincronización, activación intermitente, o también variables asociadas a la señal EMG, como amplitud y estimación espectral.

La asociación entre variables mecánicas y mioeléctricas deben ser tomadas con precaución y cuidado de los diferentes fenómenos que afectan a ambas. En la mayoría de los casos, los esfuerzos voluntarios activan solo los compartimientos musculares y no músculos individuales. Ellos incluso pueden coactivar músculos antagonistas y es posible que la fuerza neta sea cercana a cero mientras músculos agonista y antagonistas estén activados o fatigados.

Mientras la fuerza resultante o torque es la suma algebraica de la contribución de diferentes músculos, la señal detectada refleja la actividad de los músculos que están debajo de los electrodos de registro.

Una variación de la distribución de la contribución de las fuerzas entre músculos agonista y antagonistas puede llevar a una fuerza neta a permanecer constante, pero la señal EMG puede estar redistribuida, disminuyendo en algunos músculos y aumentado en otros, generando cambios constantes en sus manifestaciones mioeléctricas de la fatiga. Por otro lado dentro del mismo músculo el *pool* de motoneurona puede no permanecer constante durante una fuerza de contracción sostenida. Nuevas unidades motoras pueden ser reclutadas para reemplazar a las ya inactivas, por lo tanto alterando las manifestaciones mecánicas y mioeléctricas de la fatiga (41).

## **6.2 Herramientas actuales para el análisis de fatiga muscular a través de EMGs.**

### **Antecedentes bibliográficos:**

Entre la gran variedad de herramientas de evaluación de rendimiento humano, la evaluación muscular por medio de electromiografía de superficie (EMGs), es una técnica no invasiva de reciente desarrollo con muchas aplicaciones en el campo de la biomedicina (42). Desde sus inicios, la EMGs ha evolucionado aceleradamente en concomitancia a los avances en la tecnología, especialmente en desarrollo de los amplificadores operacionales, lo que ha permitido obtener señales con menos contaminación de músculos vecinos (*crosstalk*). Por otro lado el avance en el procesamiento de señales digitales más la utilización de poderosos *softwares* han hecho de la EMGs una herramienta cada día más válida y de gran utilidad para evaluaciones en las distintas áreas de investigación del desarrollo del aparato locomotor.

Las señales mioeléctricas contienen información valiosa con respecto al inicio de la actividad muscular, relación EMG-fuerza y el uso de una señal EMG como índices de fatiga. Durante las dos últimas décadas los investigadores han desarrollado y aplicado técnicas de análisis espectrales electromiográficas a problemas clínicos para valorar la fatiga muscular durante contracciones isométricas. Estas últimas se pueden considerar en amplio sentido como procesos estocásticos estacionarios, donde el contenido de frecuencia de una señal puede ser analizado con la clásica Transformada de Fourier (TF), sin embargo, ésta requiere que la señal esté en un periodo de tiempo sustancial para poder analizarla de manera correcta.

Está relativamente bien establecida la utilidad de las EMGs para el estudio de fatiga muscular en procesos estacionarios (43-50). Para esto se ha utilizado el cálculo de la frecuencia mediana o media, para establecer índices de fatiga. También se ha utilizado este índice para evaluar condiciones musculares en ciertas patologías como el síndrome de dolor lumbar y otros.

Las formas de procesar señales EMG para análisis de amplitud y análisis espectral han sido bien establecidas. Los componentes de frecuencias son analizadas usando la clásica FFT, así obteniéndose información de frecuencia. La principal desventaja resulta del hecho que usa ventanas rectangulares en el tiempo y frecuencia. Los resultados incluyen una selección relativamente arbitraria de varias frecuencias fuera de las señales transformadas por Fourier o un promedio de señales sobre un periodo de tiempo muy grande. Una de las formas de controlar esas dificultades es el control de la forma de las ventanas seleccionadas, por ejemplo ventanas con formas Gauseanas. Una de las formas para definir las intensidades en el dominio de la frecuencia y del tiempo fue dado por la Transformada de Wigner-Ville.(51). Por lo tanto se propone para resolver este tema el control de la forma de la ventana. Uno de los primeros intentos por resolver este problema pasó por la implementación de la Transformada Corta de

Fourier (Short Time Fourier Transforms) y posteriormente el uso de la Transformada de Wigner - Ville fue usada para análisis de contracciones dinámicas (51,52).

La correlación entre eventos musculares, el estudio de movimientos y la potencia muscular pueden aportar datos de interés clínico sobre el rol del control muscular durante el movimiento en problemas biomecánicos y de rehabilitación. La interpretación de la actividad muscular es un proceso muy delicado porque existen muchos factores que juegan un rol importante y que hacen la interpretación clínica compleja. Acciones musculares integradas, la tridimensionalidad muscular, tipos de tareas, longitud muscular, velocidad de contracción, dependencia del ángulo articular, la identificación correcta del retardo electromecánico, momentos angulares y la variabilidad inter-sujetos son algunos de los problemas para la correcta interpretación de actividades musculares evaluadas por electromiografía de superficie en procesos dinámicos (53,54,55).

En relación al análisis de fatiga muscular y contracciones dinámicas se ha intentado aplicar análisis tiempo - frecuencia como la STFT, Wigner Transforms, y recientemente el análisis de Wavelet. Sin embargo, debido a que las señales EMG en contracciones dinámicas son no estacionarias y los clásicos análisis de tiempo- frecuencia(STFT-WT) y otros, tienen la dificultad de no poder adaptarse a cambios de la señal en el tiempo como es característico de las señales no estacionarias y especial manera de señales donde intervienen variables inerciales (56-61) aún no es posible comprender en profundidad los fenómenos que gobiernan las contracciones dinámicas y las señales electromiográficas. Por esto último, la gran ventaja que posee la Transformada de Wavelet es abordar las señales dinámicas de mejor forma. Esta ha ganado gran popularidad y reconocimiento en varios ambientes del quehacer científico, como por ejemplo la ingeniería, astronomía, oceanografía, sismología, e incluso la economía y con

aplicaciones recientes en varios campos de la biomedicina por ejemplo en electrocardiografía (EKG), electroencefalografía (EEG) y actualmente en EMG (20).

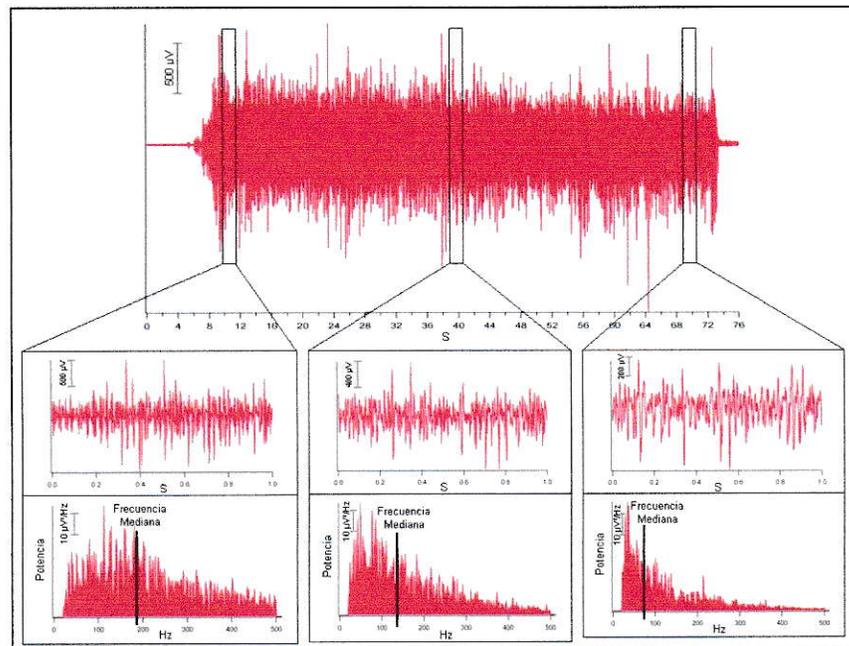
### **6.3 Determinación de índice de fatiga muscular por medio de electromiografía de superficie.**

La evaluación de la fatiga muscular es motivo de interés desde tiempos muy remotos y se le han asociado factores centrales como periféricos. De estos últimos la fatiga muscular local (periférica) es una de las más estudiada por medio de electromiografía de superficie (62-67). Desde hace dos décadas la aplicación de herramientas matemáticas como la FFT se ha aplicado a procesos isométricos o estacionarios para la obtención de un índice de fatiga muscular. Estos índices se han determinado para varios músculos y en diferentes tareas. Recientemente se han aplicado nuevas técnicas de procesamiento para señales dinámicas,(68-74) éstas por la importancia que tienen en distintas áreas, pero se han realizado principalmente a velocidades angulares principalmente bajas, donde la variables inerciales, la interfase electrodos -músculo sufre variaciones no tan drásticas. Por lo tanto existen pocos antecedentes EMG y determinación de índices de fatiga donde las condiciones de alta velocidad angular afecta directamente a señales no estacionarias y altamente inestables, como lo es test de máxima potencia anaeróbica (Test de Wingate)(75).

#### **6.3.1 Índice de Fatiga Muscular Isométrico:**

Una análisis clásico de fatiga muscular en condiciones isométricas de una señal EMG de superficie es representado en una contracción estacionaria (isométrica) Figura 11. La señal EMG es sometidas a un análisis espectral de frecuencia para determinar los cambios en el espectro

de frecuencia de la señal EMG en el tiempo. El análisis espectral se realiza mediante la Transformada Rápida de Fourier (FFT). Cada señal EMG se fracciona en ventanas de un segundo, obteniéndose de cada señal  $n$  ventanas de un segundo, dependiendo del largo total temporal de la señal. A cada ventana( $n$ ) se aplica la FFT, obteniendo su espectro de frecuencia como se muestra en la (figura 11).

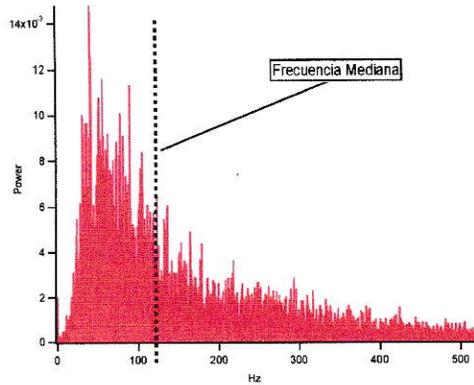


FFT ventana inicial    FFT ventana intermedio    FFT ventana final.

**Figura 11.** Señal EMG obtenida de una contracción de tipo isométrico (músculo multifido) en un test de resistencia. Se aprecia la duración de la señal. Señal definida como estacionaria. Se puede observar como la frecuencia mediana se desplaza hacia la izquierda en el espectro de Fourier al final de la contracción.

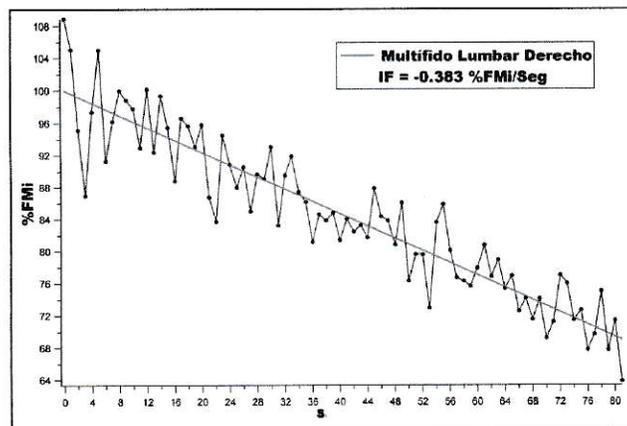
Luego para cada espectro de Fourier se obtiene la Frecuencia Mediana (FM), la cual se define como el punto en la abscisa que divide el área bajo la curva descrita por el espectro de frecuencia en dos áreas iguales. De esta forma se obtienen datos de Frecuencia Mediana por cada segundo de la señal EMG. Los datos de FM de cada señal son sometidos a un análisis de regresión lineal con el tiempo, a partir del cual se determina la Frecuencia Mediana Inicial (FMI), figura 12, la que se define como el punto en la ordenada donde la recta de regresión lineal

intercepta a este eje. Luego todos los datos de FM son normalizados a su FMi, y expresados como porcentaje de esta última.



**Figura 12.** Gráfica de la Transformada de Fourier de una señal estacionaria (isométrica). Nótese el espectro de frecuencia en el rango de 0 – 500Hz. Banda de frecuencia donde esta contenida la señal EMG de superficie.

Posteriormente todos los datos de FM normalizados son sometidos a un nuevo análisis de regresión lineal con el tiempo, a partir del cual se determina el valor de la pendiente de la recta de regresión. El valor de esta pendiente se define como el **índice de fatiga muscular local**, figura 13, (5,34,35).



**Figura 13.** Muestra la caída de la frecuencia mediana en función del tiempo. La frecuencia mediana se obtuvo a partir del análisis de Fourier para cada segundo del tiempo total de la contracción. El valor de IF, se le denomina **Índice de fatiga muscular**.

### **6.3.2 Determinación de fatiga muscular electromiografía en contracciones dinámicas.**

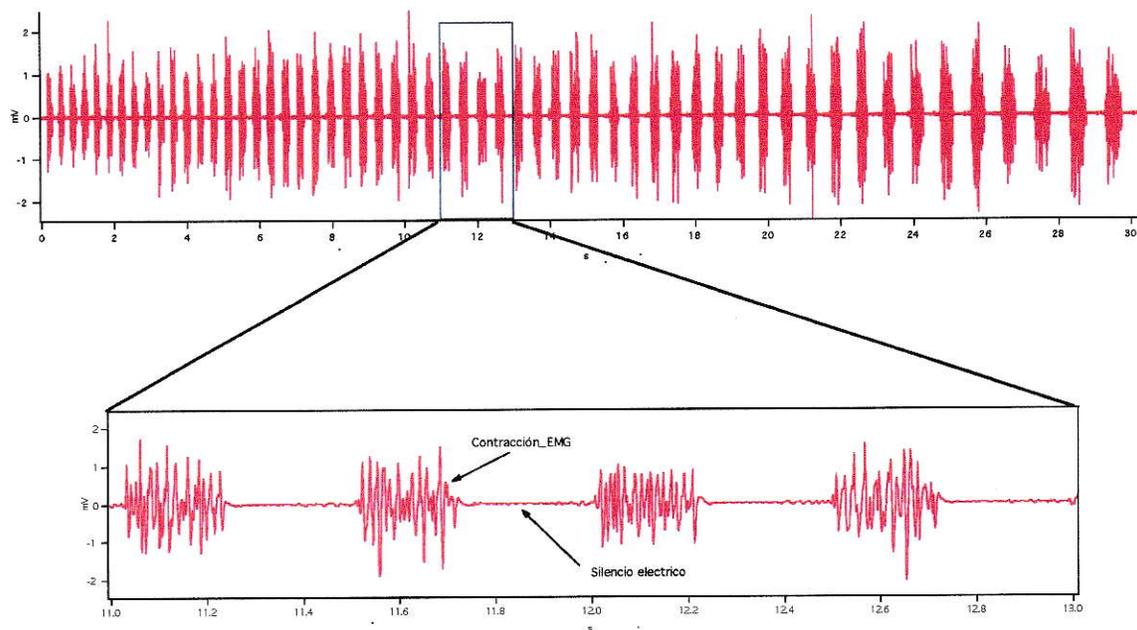
#### **Análisis de frecuencias en contracciones musculares dinámicas:**

Los estudios de fatiga generalmente se han realizado bajo condiciones de contracciones de tipo isométrica (68-74). Las señales EMGs registradas durante una contracción muscular voluntaria puede ser como una superposición temporo-espacial de los trenes de potenciales de acción de la unidades motoras reclutadas. Desde los inicios del siglo XX, Piper observó que las propiedades estadísticas de las señales mioeléctricas cambian durante las contracciones sostenidas. Sólo recién en los años 70 Lindstrom(15) propuso un modelo matemático de la generación de la señal mioeléctrica y otros describieron la denominada "fatiga muscular local" (5). En los ochentas, diferentes científicos dedicaron sus esfuerzos en definir parámetros útiles para la cuantificación precisa de las manifestaciones mioeléctricas de la fatiga, así como los mecanismos fisiológicos subyacentes (5,7,8). Sólo en los últimos años el estudio de la fatiga muscular ha sido utilizado en clínica, aunque principalmente en estudios pilotos. Recientemente diferentes autores reportaron aplicaciones de señales EMGs en el entendimiento de la fisiología, en la valoración clínica de la distrofia muscular y en la rehabilitación (5,7,8,9).

En el pasado, el análisis de la fatiga muscular fue desarrollada principalmente para ejercicios, en la cual la articulación de interés es mantenida en condiciones constantes y la fuerza puede ser considerada constante o mayoritariamente de variaciones muy lentas. En este último caso, la acumulación de bioproductos químicos dentro del músculo lleva a una lenta y progresiva modificación del fluido intersticial de pH, el cual causa una disminución de la velocidad de la propagación de despolarización del potencial de acción de unidad motora (PAUM), a lo largo de la fibra muscular. El efecto principal de la reducción de la velocidad de propagación de los PAUM es un escalamiento del espectro de frecuencia hacia las bajas

frecuencias ( 5,7).

Las actividades de la vida diaria, deportes, rehabilitación y procesos productivos se caracterizan por contracciones musculares de tipo dinámicas. Estas generan señales de tipo no estacionarias.(56-59) o denominadas contracciones anisométricas donde se pueden distinguir dos fases en relación al movimiento; (1)una contracción muscular y (2) un pseudo silencio entre las mismas (figura 14).



**Figura 14.** Muestra un acercamiento de señal EMG de tipo no estacionaria extraída del músculo vasto medial oblicuo del cuádriceps en una contracción cíclica. Nótese cada contracción y su silencio eléctrico entre contracciones.

### 7.0 Características de la señales EMG en contracciones dinámicas:

Las señales dinámicas se definen como las contracciones musculares en la cual las articulaciones controladas por los músculos no son mantenidas en una posición fija o la fuerza ejercida cambia marcadamente durante un intervalo de activación. Entre las contracciones

dinámicas, la clase de contracciones cíclicas esta constituida por aquellas en la cual la cinemática, cinética y la biomecánica de los movimientos no cambia substancialmente en los ciclos subsecuentes. Las contracciones cíclicas son comunes en muchas actividades de la vida diaria y por lo tanto el interés de cuantificar que es relevante en los procesos de fatiga dinámica. Por otro lado movimientos repetitivos en de extremidades inferiores y superiores son de interés en programas de rehabilitación y actividades deportivas ( 56-59).

Las contracciones cíclicas son divididas dentro de dos clases. (1) Contracciones de fatiga lenta, que son realizadas a un bajo porcentaje de un esfuerzo máximo, pero pueden ser mantenidas a una alta tasa de repetición; (2) Contracciones altamente fatigante, aquellas que requieren un máximo esfuerzo o cercano a este y puedan ser mantenido sólo por poco tiempo (10). En general para evaluar la progresión de la fatiga en varios ciclos seguidos, se debe definir una estrategia que permita separar la variación lenta y progresiva del contenido espectral de la señal, debido a la acumulación de bioproductos dentro del tejido muscular, de las variaciones rápidas debido a otros factores confundentes, tales como cambio en el desplazamiento entre la fibra muscular activa el sitio de detección causado por el movimiento articular.

### **7.1 Factores que afectan las señales EMG en contracciones dinámicas.**

El uso de la EMG de superficie en contracciones dinámicas se ha limitado en el pasado a la detección del inicio de la actividad muscular o intensidad de contracción, proporcionando una herramienta para la investigación de la coordinación muscular durante el movimiento. Recientemente métodos basados en el análisis tiempo-frecuencia de señales EMGs han sido propuesto para valorar la fatiga inducida de manera dinámica y para obtener conocimiento de las propiedades de la membrana de la fibra muscular durante el movimiento (77).

La naturaleza no determinística y no estacionaria de una señal EMG, proporciona un desafío para la consideración de las transformadas optimizadas en el procesamiento de señal. La Transformada Corta de Fourier, con ventanas de temporales pequeñas pueden intentar captar variaciones espectrales con el tiempo, pero no adoptan una resolución óptima en tiempo o frecuencia para señales no estacionarias. En el caso de las señales EMG la limitación en el ancho de la ventana es la principal desventaja para propiedades de cambio de la señal en condiciones lentas y rápidas. Las variaciones lentas proporcionan información relacionada al movimiento corporal y las propiedades del tejido. Las variaciones rápidas de la señal son útiles para entender la actividad muscular y el reclutamiento motor en sí mismo.

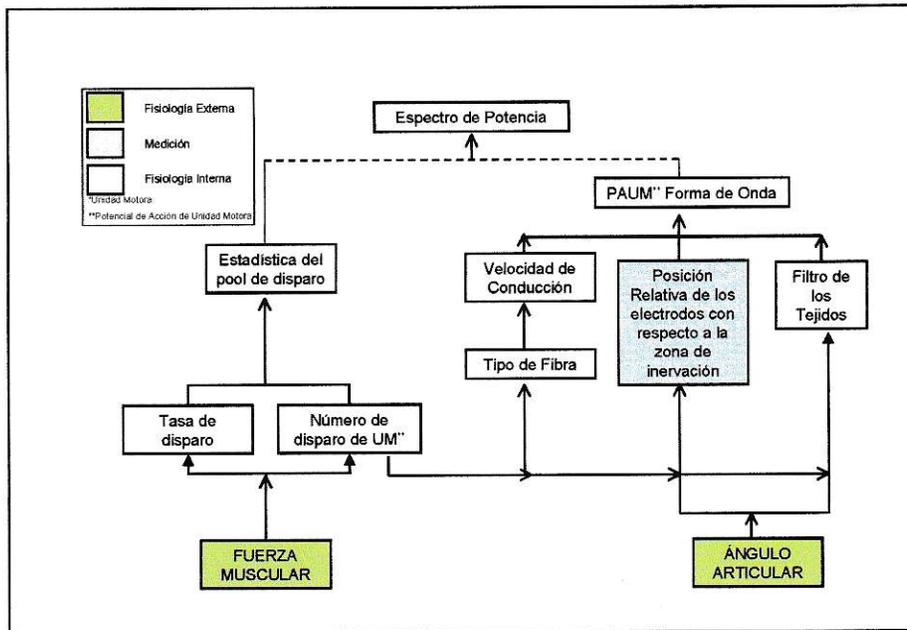
En el pasado reciente, métodos de tiempo-escala (Transformada de Wavelet), han sido usadas para el análisis de señales no estacionarias. El principal efecto de la reducción progresiva de la velocidad de propagación de los potenciales de acción de unidades motoras (PAUM) en la fibra muscular es un escalamiento del espectro de frecuencia hacia las bajas frecuencias. La EMGs detectada durante fuerzas constante e isométrica puede ser considerada como un proceso estocástico con distribución Gausiana de la amplitud. Es aceptado que en un amplio sentido estacionario los intervalos van desde 0.5 a 2 segundos dependiendo de la fuerza contráctil ejercida y de las propiedades del músculo investigado. En estas contracciones las manifestaciones eléctricas de la fatiga muscular son cuantificadas por la densidad espectral de frecuencia de la señal en épocas de la misma en la cual esta puede ser considerada en sentido amplio como estacionario, para luego computar la frecuencia media o mediana de cada estimación espectral.

Aunque el análisis espectral detectada en condiciones estáticas no ha sido completamente explorado en clínica, es evidente que tales tipos de contracciones no son frecuentes en nuestra vida diaria. En medicina deportiva, ergonomía y rehabilitación es preferible estudiar la fatiga muscular durante la realización de tareas funcionales, en orden a evaluar la resistencia muscular durante un ejercicio similar a la actividad en el cual el sujeto esta habitualmente involucrado o manifiesta incomodidad.

Cuando los músculos se contraen en condiciones dinámicas, las señales mioeléctricas generadas por el músculo pueden no ser lo suficientemente largas para ser consideradas como un proceso estacionario. Esta observación es crucial, ya que cuando se trabaja en condiciones dinámicas se deben adoptar técnicas útiles para procesos no estacionarios. De manera más específica se pueden clasificar la no estacionariedad que afectan a la señal mioeléctrica registrada en condiciones dinámicas como lentas o rápidas. Las no estacionarias lentas son relacionadas a la acumulación de bioproductos químicos dentro del tejido muscular, y por lo tanto reflejan los efectos de la fatiga muscular localizada. Las no estacionarias rápidas son debido a numerosos fenómenos, algunos relacionado a estrategias de control del SNC y otros asociados con la biomecánica del movimiento. Cuando el propósito es evaluar la progresión de las manifestaciones mioeléctricas de la fatiga muscular en condiciones dinámicas, las no estacionarias rápidas aparecen con factores confundentes. Por lo tanto un análisis exitoso de las señales mioeléctricas requiere: técnicas de estimación espectral útiles, parámetros instantáneos propios para la progresión de la fatiga muscular y por último métodos de procesos y modalidades de contracción que permitan la discriminación de variaciones lentas debido a la fatiga desde factores confundentes que causan la no estacionariedad rápida (57).

En las contracciones dinámicas muchos otros factores afectan los resultados encontrados en contracciones isométricas. Uno de los principales problemas que se encuentran en señales EMG en contracciones dinámicas es el alto grado de no estacionariedad. Las señales pueden cambiar súbitamente sus propiedades espectrales durante una tarea dinámica y esto puede ser difícil de investigar con las clásicas herramientas espectrales.

Durante el movimiento la morfología muscular cambia y por lo tanto también lo hace su relación con los sitios de registros de los electrodos sobre la piel. Este fenómeno depende de los músculos específicos. El cambio relativo del músculo con respecto a el electrodo en la piel durante el movimiento, casi cubre el rango dinámico de la articulación, estos rangos que van de sobre 3 cms, como el músculo semitendinoso. Debido a la gran sensibilidad de las variables EMG a la localización de los electrodos con respecto a la zona de inervación y regiones del tendón, un cambio en el músculo puede resultar en un gran artefacto geométrico y dar formas de no estacionariedad. Para resolver o minimizar este inconveniente, las evaluaciones en contracciones cíclicas son mejor evaluadas. Por otro lado durante contracciones dinámicas existen consistentes reclutamiento y desreclutamiento de las unidades motoras y su interpretación de cambios de las variables espectrales EMG pueden ser críticas como para los casos de contracciones isométricas de fuerza variable (78). La figura 15 revela todos los posibles factores que afectan una señal electromiográfica en condiciones dinámicas. Un esquema (79) revela estas interacciones.



**Figura 15.** Factores que afectan una contracción dinámica.

## 8.0 Procesamiento de la señal EMGs en condiciones dinámicas.

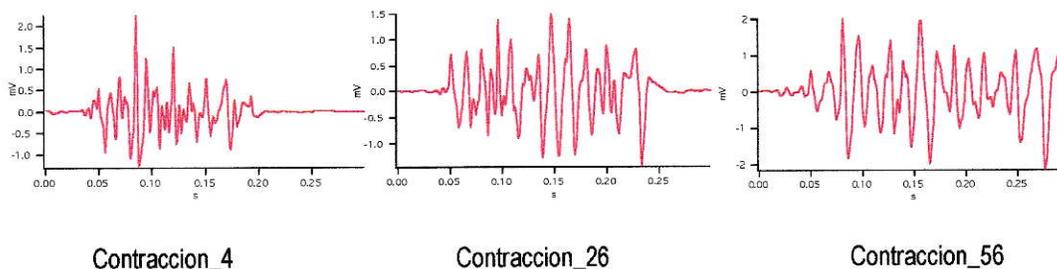
Los estudios de fatiga usualmente han sido estudiados bajo condiciones de contracciones isométricas (68-74). Sin embargo, la mayoría de las acciones de nuestra vida diaria involucran contracciones dinámicas. En lo particular los movimientos en deportes son rápidos y dinámicas.

El uso de la EMG de superficie, en contracciones dinámicas, ha estado principalmente limitada en el pasado a la detección del tiempo de activación muscular, o a la intensidad de la contracción, proporcionando una herramienta para la investigación de la coordinación muscular durante el movimiento. Recientemente, métodos basados en el análisis de tiempo-frecuencia de la señal EMG de superficie, han sido propuestos para valorar dinámicamente fatiga muscular

(57) y para obtener un conocimiento dentro de propiedades de la membrana de la fibra muscular durante el movimiento.

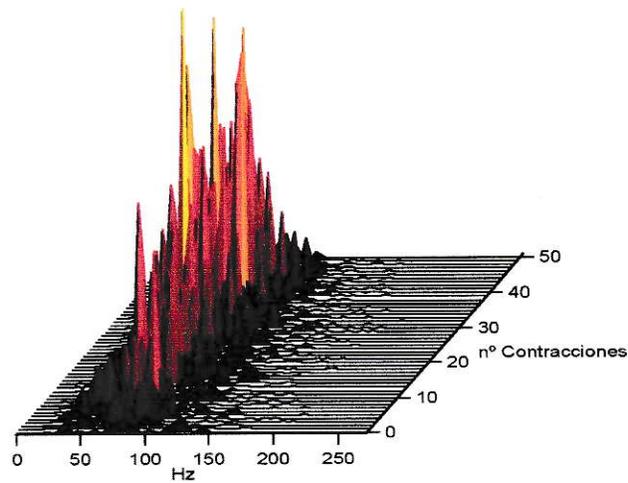
Por lo tanto, cuando se intenta evaluar el grado de fatiga muscular durante ejercicios dinámicos, se debe establecer una técnica confiables para mediciones de señales EMGs. Durante los ejercicios dinámicos, la posición relativa de los electrodos en relación al tejido muscular subyacente en el tiempo. Este cambio puede alterar la forma de la onda de la señal EMG y sus características espectrales. Además durante ejercicios dinámicos rápidos, las unidades motoras rápidas físicas son activadas, comparadas con las unidades motoras tónicas activas durante contracciones estáticas (80).

En contracciones dinámicas la definición de alguna fase en particular de un ciclo de movimiento. Un primer acercamiento es la segmentación de la contracción o una parte de ésta para luego realizar algún tipo de análisis tiempo-frecuencia. Otra aproximación realizada es segmentar la contracción y aplicar para cada una de ellas la Transformada de Fourier. Sin embargo, con esta aplicación sólo se obtendrá información relativa a la cantidad de energía en algún punto de frecuencia, pero no la localización temporal (figura 16).



**Figura 16.** Contracciones musculares en distintos estadios de tiempo durante el test de fatiga. Nótese la variación en la forma ed la cotracción en la medida que avanza las contracciones.

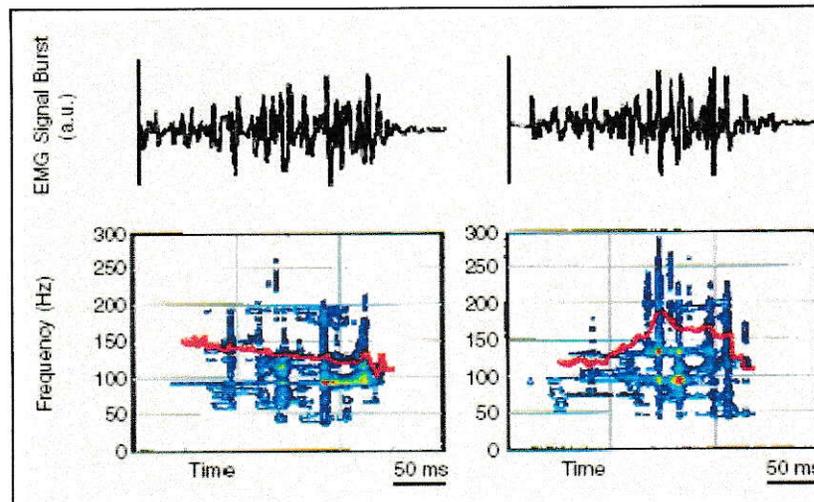
Como se puede apreciar en el espectro de Fourier, de una secuencia de contracciones fatigantes (figura 17), la energía de los componentes de frecuencia aumentan en la medida que avanzan los burst y por consiguiente el test. Sin embargo, no es posible obtener información de tiempo, ya que la FFT sólo nos informa la cantidad de energía está contenida en un rango de frecuencia y en que bandas de frecuencia se produce este aumento, pero no entrega información temporal.



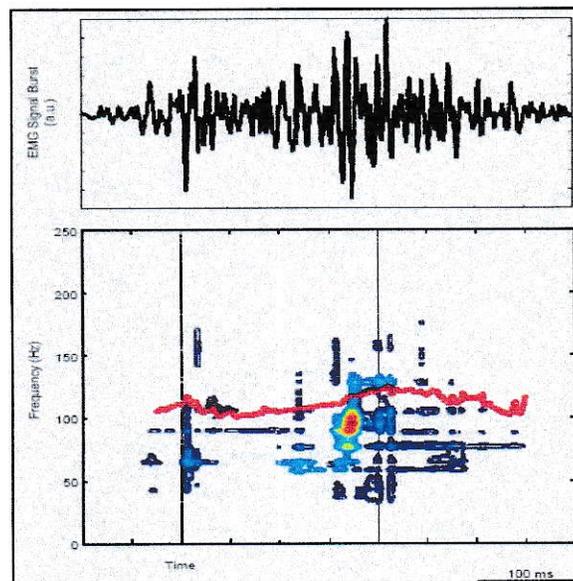
**Figura 17.** Muestra la FFT para cada una de las contracciones extraídas de una señal dinámica en un test de fatiga dinámica.

Estas señales electromiográficas de acuerdo a su obtención en movimientos de alta velocidad angular son aún más complejas de poder procesar con las herramientas convencionales como la FFT. Por lo tanto éstas serán analizadas a partir de algoritmos de tiempo-frecuencias, aplicando la Transformada de Wavelet Discreta (DWT), conceptualmente explicadas anteriormente.

En las figuras 18 y 19 se puede apreciar la aplicación de la Transformada Corta de Fourier (STFT), en señales dinámicas, donde además se muestra en rojo la frecuencia media instantánea. Nótese el ancho de ventana fijo de esta transformada (57).



**Figura 18.** Muestra la Transformada Corta de Fourier la frecuencia mediana instantánea. (57)



**Figura 19.** Señal EMG en condiciones dinámicas y su respectivo análisis tiempo-frecuencia. (57)

## **9.0 Test de Wingate:**

En la actualidad existe un rango amplio de métodos aceptados para evaluar la capacidad aeróbica o cualidades fisiológicas para la capacidad de resistencia. En relación a la capacidad anaeróbica o capacidad de rendimiento de corto tiempo existen una limitada opción para evaluación. No existe en la actualidad mediciones conocidas aceptadas para la evaluación de esta capacidad. Por otro lado existen varias opciones que nos otorgan un buen cuadro de la potencia anaeróbica. El test de Wingate descrito por Ayalon, Invar, y Bar-Or 1974, para luego ser desarrollado en el Instituto Wingate de Israel es uno de los más utilizado.

El test de Wingate ha sido usado ampliamente en investigaciones deportivas para evaluar la máxima potencia anaeróbica y como un ejercicio de tarea estándar para analizar la respuesta de los atletas a ejercicios supramaximales. El test de Wingate fue originalmente basado test de pedaleo de 30 segundos descrito por Cumming. El periodo de 30 segundos fue considerado útil para estresar la vías fisiológicas glicolíticas. Este periodo fue elegido por que los sujetos son capaces se sostener todo su esfuerzo por 30 segundos, al contrario de los test de 45 y 60 segundos, donde los sujetos repetidamente moderaron su partida en le test por temor a no terminar el test.

El test de Wingate fue descrito como un ejercicio que proporcionará un índice de la capacidad anaeróbica de los sujetos. Hussain y colaboradores mostraron una disminución significativa en el pH desde niveles basales inmediatamente después del test. Sin embargo, no es completamente claro como los cambios en el pH afectan los parámetros electromiográficos, tales como la amplitud, el espectro de frecuencia y la relación de ellos durante el test.

La máxima potencia es una función de la velocidad y fuerza instantánea. Durante pedaleos de máxima fatiga la fase de aceleración y desaceleración de las extremidades

inferiores limitan el periodo por el cual el músculo puede mantener una velocidad óptima. El único estudio que ha examinado la fatiga neuromuscular durante el test de Wingate fue el de Vandewalle quien concluyó que la declinación observada en la amplitud fue producto de la fatiga central. Sin embargo, este estudio ha sido cuestionado porque el período de tiempo para el test fue de 45 segundos y no los 30 segundos del test convencional de Wingate (75).

### 9.1 Descripción del test de Wingate:

Normalmente el test es realizado en una bicicleta ergométrica, donde la tarea inicial es acelerar la frecuencia de pedaleo sin carga. Cuando la revolución de pedaleo es máxima se aplicará una carga de 7.5 % del peso corporal de los atletas. Posteriormente la frecuencia de pedaleo se mantiene lo más alto posible en 30 segundos. La potencia es calculada cada 5 segundos. Los primeros 5 segundos se les denomina Potencia Peak, la potencia media se calcula entre 0 a 30 segundos y los últimos cinco segundos se le denomina potencia final. Las tres variables pueden ser expresadas como valores absolutos o relacionadas al peso corporal. La potencia Peak esta relacionada a los procesos de anaerobia alactácidas y la potencia media el grado de glicólisis anaeróbica en los músculos. La potencia Peak refleja la capacidad muscular para producir una alta potencia mecánica bajo un periodo corto de tiempo y la potencia media describe la resistencia anaeróbica de corto tiempo (75).

La tasa de caída de la fatiga durante el test de Wingate fue calculado por la siguiente ecuación propuesta previamente por McCartney (75) (figura 20).

$$\text{INDICE DE FATIGA (\%)} = (\text{Potencia máxima} - \text{Potencia más baja}) / (\text{Potencia máxima}) \times 100$$

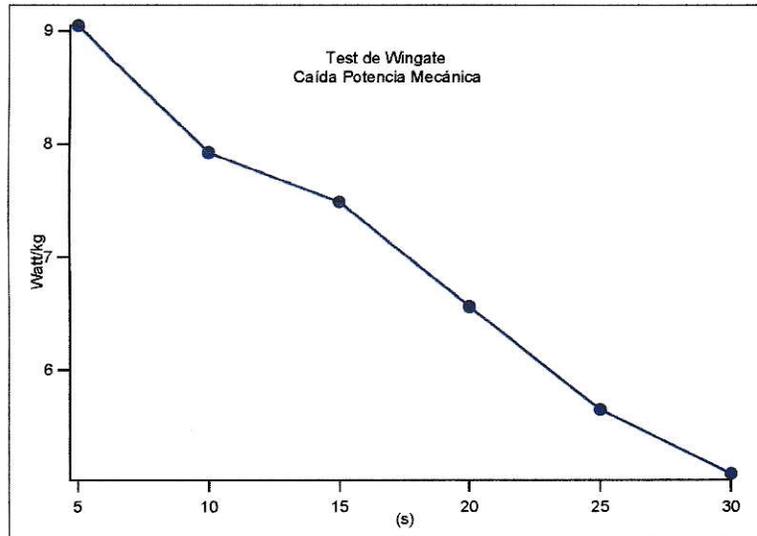


Figura 20. Muestra la caída de la potencia mecánica durante el test de Wingate.

## 10. Material y Metodología.

### 10.1 Materiales:

Equipo de electromiografía de superficie.

Se utilizó un equipo de electromiografía de superficie portátil, (Myomonitor, Delsys Inc®, MA,USA) para 8 canales (figura 21). Las señales EMG fueron muestreados a 1024 Hz, con un conversor A/D de 12 bit (PCMCIA modelo Nationals Instruments.USA). Las señales fueron preamplificados a 1KG, con amplificadores simple diferencial. Se utilizó un filtro pasa banda con un *cut-off* de 20 a 450 hz, simple y una proporción de rechazo de modo común de 110 dB (CMMR). Los datos fueron adquiridos mediante el *software* EmgWorks (Versión 3.0, Delsys Inc®, Copyright© 1998-2002). Posteriormente los datos fueron almacenados en un PC para su posterior análisis. Para el procesamiento de señales electromiográficas se utilizó un *software* Igor 5.01 Wavemetrics, con la herramienta de procesamiento Wavelet.



*Figura 21. Muestra equipo de EMG y utensilios para la toma de datos.*

### **Bicicleta ergométrica.(ciclo-ergómetro).**

Se utilizó una bicicleta ergométrica, marca Monark modelo 874 E, especialmente construida para la valoración del test de Wingate (figura 22). Este cicloergómetro entrega la siguiente información: Caída de la potencia mecánica media por kilo de peso, potencia mecánica máxima, potencia media, revoluciones por minuto, tasa de caída de la potencia mecánica cada intervalos de 5 segundos, por un periodo de 30 segundos de duración el test.



*Figura 22. Muestra cicloergometro para Wingate.*

### **Sistema de video:**

Para la adquisición de la velocidad angular media se utilizará una cámara de video de digital marca SONY, modelo "Digital Handycam" de 30 cuadros por segundos. El cálculo de la velocidad media se realizó mediante un programa de análisis de video. APAS.

### **10.2 Diseño experimental.**

**Sujetos:** En esta investigación, se seleccionó un grupo de sujetos de 11 deportistas de alta competencia (selección Chilena juvenil de football). Se solicitó el consentimiento escrito y todos los sujetos fueron sometidos a una evaluación médica cardiológica previa, para descartar patologías incompatibles con esfuerzos máximos.

La tabla 1 muestra los datos antropométricos:

<b>Nombre</b>	<b>Peso (Kg)</b>	<b>Estatura (cm)</b>
S_1	69	178
S_2	64	176
S_3	64	165
S_4	61	161
S_5	63	164
S_6	54	165
S_7	60	179
S_8	75	178
S_9	63	178
S_10	64	175
S_11	77	175
<b>Media</b>	<b>64,9</b>	<b>172,1</b>
<b>SD</b>	<b>6,5</b>	<b>6,8</b>

*Tabla 1. Datos antropométricos.*

## **Método experimental.**

### **Test de Wingate.**

Para la obtención de los datos de potencia mecánica en el test de Wingate se sigue el siguiente protocolo previo:

Una vez informado detalladamente del test, todos los sujetos realizan un periodo de adaptación al ciclo-ergómetro. Posteriormente se aplica el protocolo descrito para el test de Wingate.

- 1.- Calentamiento de 10 minutos en el ciclo-ergómetro a una velocidad angular cómoda y de revoluciones por minuto a elección por cada sujeto.
- 2.- Posteriormente se solicita al sujeto que realice máximos esfuerzos por periodos cortos de tiempo de 3 a 5 segundos. Esto último con el objetivo de adaptar al sujeto a las altas revoluciones del ciclo-ergómetro.
- 3.- Luego cada deportista realiza ejercicios de flexibilidad por un periodo de 8 a 10 minutos de las extremidades inferiores para prevenir lesiones musculares.

#### **4.- Aplicación del Test de Wingate:**

El test de Wingate, se realiza en una bicicleta ergométrica, donde la tarea inicial es acelerar la frecuencia de pedaleo sin carga hasta el máximo de revoluciones por minuto (RPM). Cuando la revolución de pedaleo es máxima, se aplica una carga de 7.5% del peso corporal (previamente calculado) de cada uno de los atletas. Posteriormente el atleta debe mantener la frecuencia de pedaleo lo más alto posible durante los 30 segundos, recibiendo en todo momento estímulos verbales durante el test.

La potencia mecánica es calculada cada 5 segundos por el ciclo-ergómetro. Los primeros cinco segundos se les denomina potencia *peak*, la potencia media se calcula entre los 0 y 30 segundos y los últimos cinco segundos se le denomina potencia final. Las tres variables pueden ser expresadas como valores absolutos o porcentualmente al peso corporal.

### **10.2.2 Datos cinemáticos**

Los datos cinemáticos, (velocidad angular media) de la articulación de la rodilla fueron registrados a 30 cuadros por segundos, mediante la cámara digital marca SONY, ubicada a una distancia aproximada de 150 centímetros respecto de la ubicación del plano sagital del cicloergometro. Para el análisis de datos cinemáticos se utilizó un programa de análisis de video APAS System, de donde se obtuvieron las velocidades angulares medias.

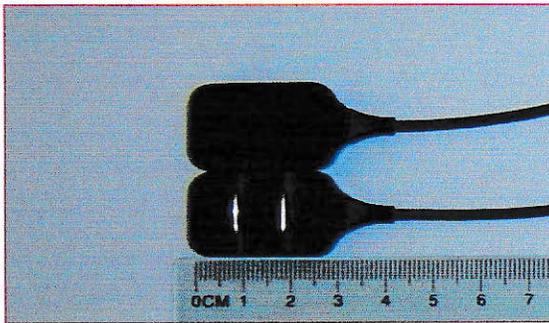
### **10.2.3 Datos de ciclo ergómetro:**

El ciclo-ergómetro esta instrumentado con un dispositivo electromecánico de conteo de revoluciones por minutos (RPM). Este otorga la posibilidad de capturar la potencia máxima, potencia media, tasa de caída de la potencia mecánica en los 30 segundos del test y determina el índice de fatiga mecánico. El cálculo de las variables se realiza mediante un *software* proporcionado por el fabricante del ciclo-ergómetro.

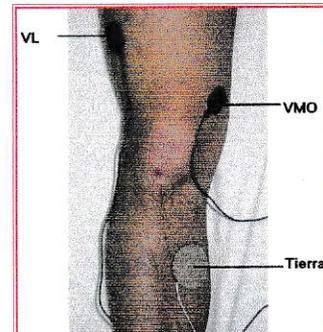
### **10.2.4 Datos Electromiográficos**

Paralelamente a la toma de datos de la potencia mecánica (Wingate test), se registró electromiográficamente la actividad del músculo vasto lateral (VL) del cuádriceps.

Los registros electromiográficos fueron realizados usando electrodos de superficie (DE 2.3, Delsys, Boston, MA), de 10 mm de largo por 1 mm de diámetro y con una separación de 10 mm entre ambos electrodos (figura 23). Los electrodos, de barra de cloruro de plata-plata (Ag-AgCl), fueron ubicados sobre el vientre muscular del VL según normas del SENIAM (81) (figura 24). El electrodo de referencia fue ubicado en la cara anteromedial del tercio superior de la tibia. Previo a la ubicación de los electrodos la piel fue rasurada en forma prolija, lavada con agua, jabón y limpiada con alcohol al 95% para eliminación de suciedad, células muertas y aceites naturales para reducir la impedancia a menos de 5 K $\Omega$ . Previo al test se procede a un chequeo de la señal electromiográfica para corroborar la calidad de la misma.



**Figura 23.** Distancia Inter-electrodos (Delsys MA)



**Figura 24.** Ubicación de electrodos de superficie.

## 11.0 Procesamientos de datos:

Para un buen entendimiento del procesamiento de datos, es fundamental realizar algunas definiciones en relación a la mecánica del ciclo de pedaleo o fases de movimiento en un ciclo-ergómetro, donde serán procesadas las señales electromiográficas.

### 11.1 Datos cinemáticos

Definición de fases del ciclo de pedaleo: Una vez obtenida los datos de la caída de la potencia mecánica a través del test, se procede a la definición de la mecánica del ciclo de pedaleo. Se define como "un ciclo de pedaleo" a un giro de 360 grados del pedal del ciclo-ergómetro. Los cero grados se definen en la vertical superior y la rotación es en sentido horario.

El ciclo de pedaleo esta dividido en las siguientes fases (figura 25):

Fase de Propulsión: 0 - 180 grados.

Fase de Recuperación: 180 - 360 grados

Para el análisis posterior se asigna al ciclo completo un valor de 100%, por lo tanto las dos fases tendrán un valor de 50% cada una. Además estas últimas tienen sus respectivas fases de aceleración y frenado, de 25 % cada una.

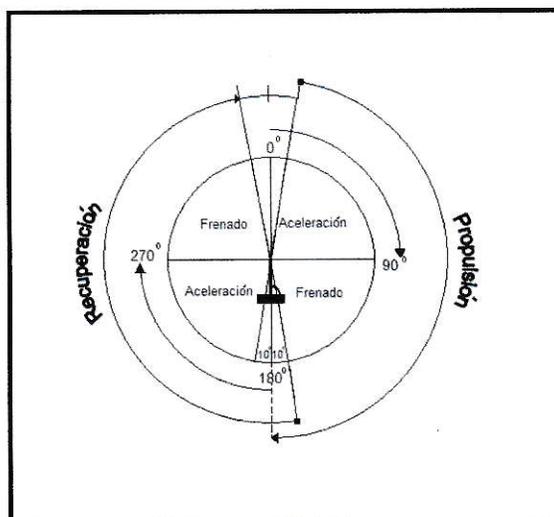


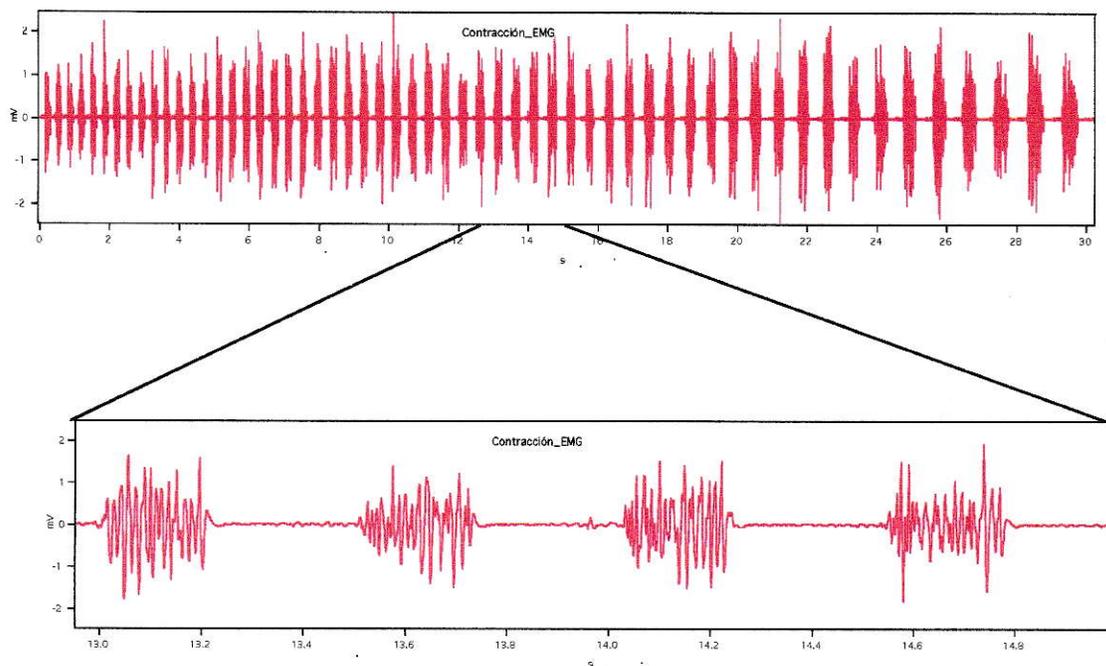
Figura 25. Fases en un cicloergómetro. Propulsión y recuperación.

## 11.2 Procesamiento de señal electromiográfica:

### Paso 1: Identificación de Contracciones Musculares.

Cada sujeto generó una señal electromiográfica de tipo no estacionaria, de duración 30 segundos, (tiempo de duración del test). La señales que presentaron cualquier tipo de artefacto o estuvieron contaminadas fueron eliminadas del análisis y por consiguiente de la investigación propiamente tal.

En la figura 26, se pueden apreciar las distintas contracciones durante el test. Además, se observan las contracciones y espacios entre cada una de ellas, los que llamaremos pseudo-silencio eléctrico.

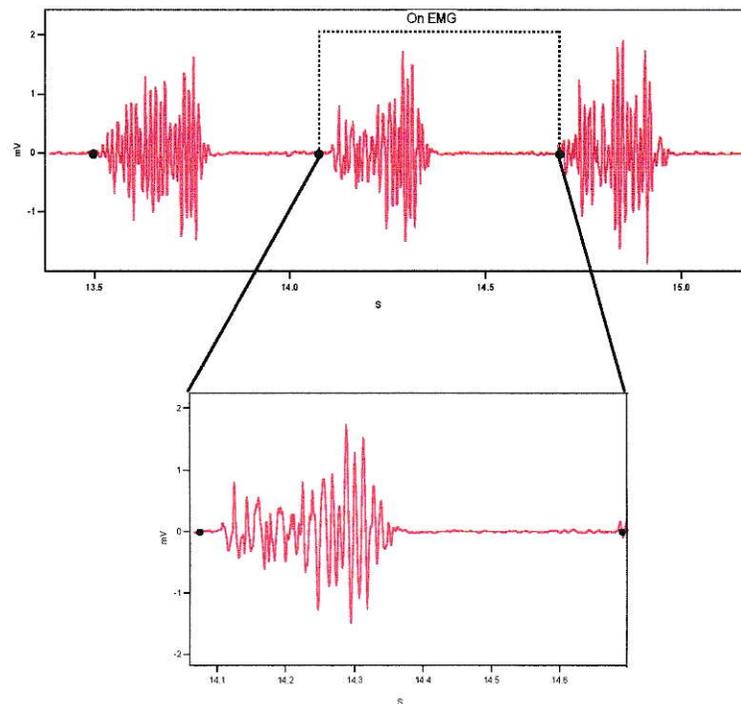


**Figura 26.** Señal electromiográfica generada en un test de Wingate. Abajo se muestra un acercamiento de cada contracción.

## Paso 2: Segmentación de señales electromiográficas:

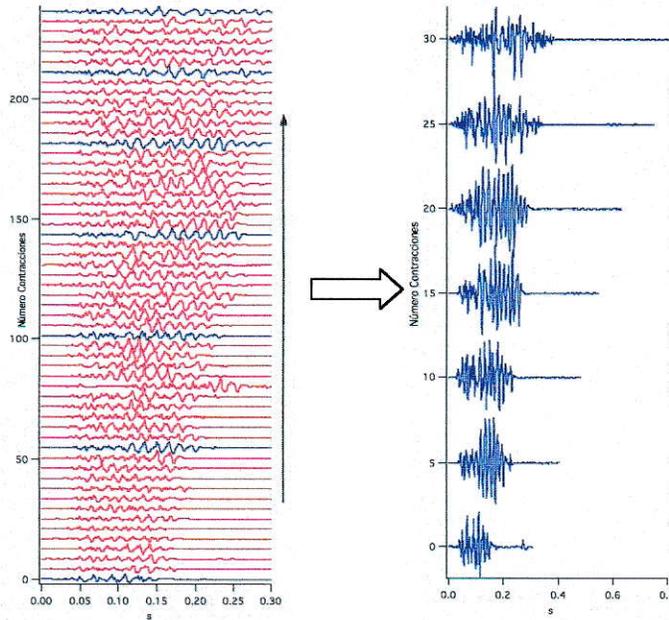
Cada una de las señales electromiográficas serán sometidas a un proceso de segmentación de acuerdo a los siguientes criterios (figura 27):

- a) Se determinarán los inicios de la actividad muscular (**on** electromiográfico), para cada una de las contracciones durante el test. Para la determinación de los inicios electromiográficos se utilizará un algoritmo computacional creado especialmente para la segmentación de las contracciones. Con esto se determina tanto los inicios electromiográficos (**on** EMG), como la cantidad de contracciones durante el test. La detección de los inicios electromiográficos se ajustan computacionalmente hasta que todas las contracciones sean detectadas, lo cual se chequeará visualmente.

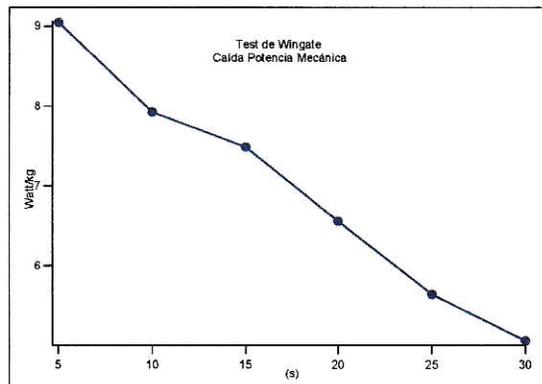


**Figura 27.** Señal EMG con sus respectivos inicio temporal. Se define el ON muscular a cada inicio.

b) Una vez detectado y segmentado todas las contracciones durante el test, sólo se extraerán las contracciones que coincidan con los tiempos 0, 5, 10, 15, 20, 25 y 30 segundos. Esto se realiza con el objetivo de hacer coincidir el dato de la potencia mecánica del test de Wingate cada 5 segundos con la contracción muscular que le corresponde temporalmente (figura 28 y 29).



**Figura 28.** A la izquierda se se pueden observar contracciones correspondiente a los tiempos de análisis (azul). A la derecha, se grafican las contracciones anteriormente seleccionadas para análisis.

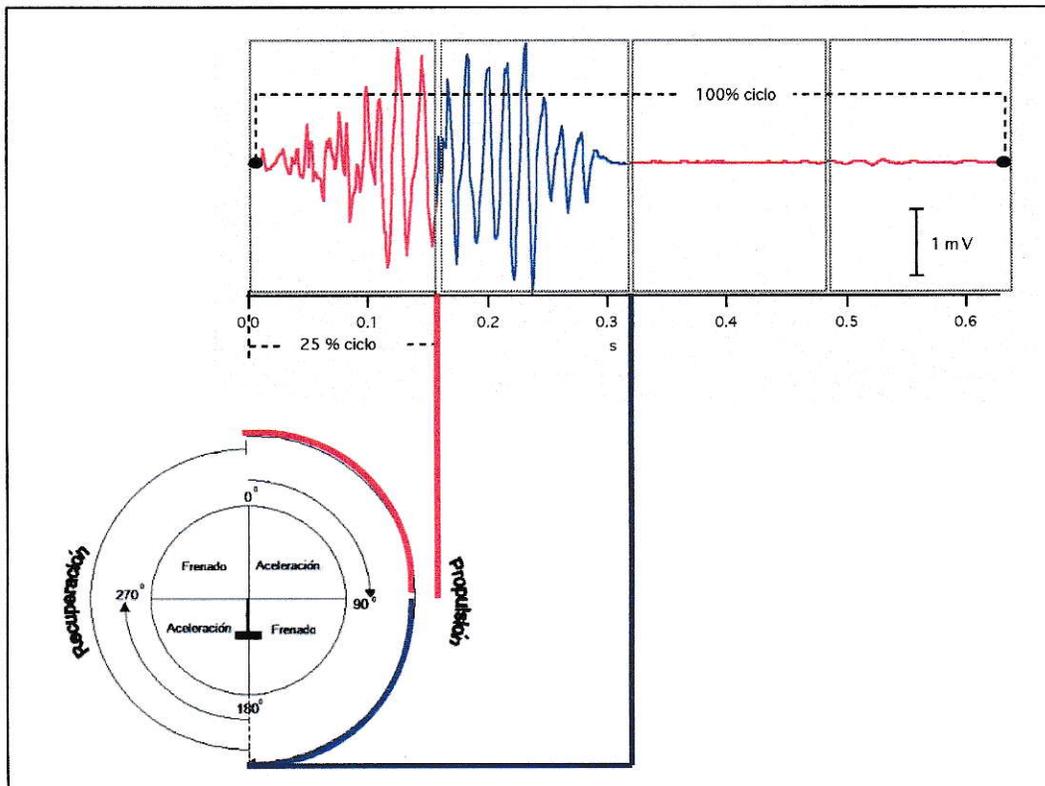


**Figura 29.** Muestra el dato de la caída de la potencia mecánica.

### 11.3 Definición de fases del ciclo de pedaleo y señal EMG.

El ciclo completo de pedaleo tiene 360 grados o 100% del mismo. Por lo tanto 90 grados corresponden a 25% de un ciclo. Posteriormente se define que la longitud total de la señal electromiográfica corresponde a un 100% del ciclo total de pedaleo. Luego el ciclo completo se divide en cuatro partes iguales de 25% cada una, que corresponden a 90 grados del ciclo, por lo que se genera la siguiente correspondencia entre la longitud de la señal electromiográfica y las distintas fases del ciclo-ergómetro (figura 30).

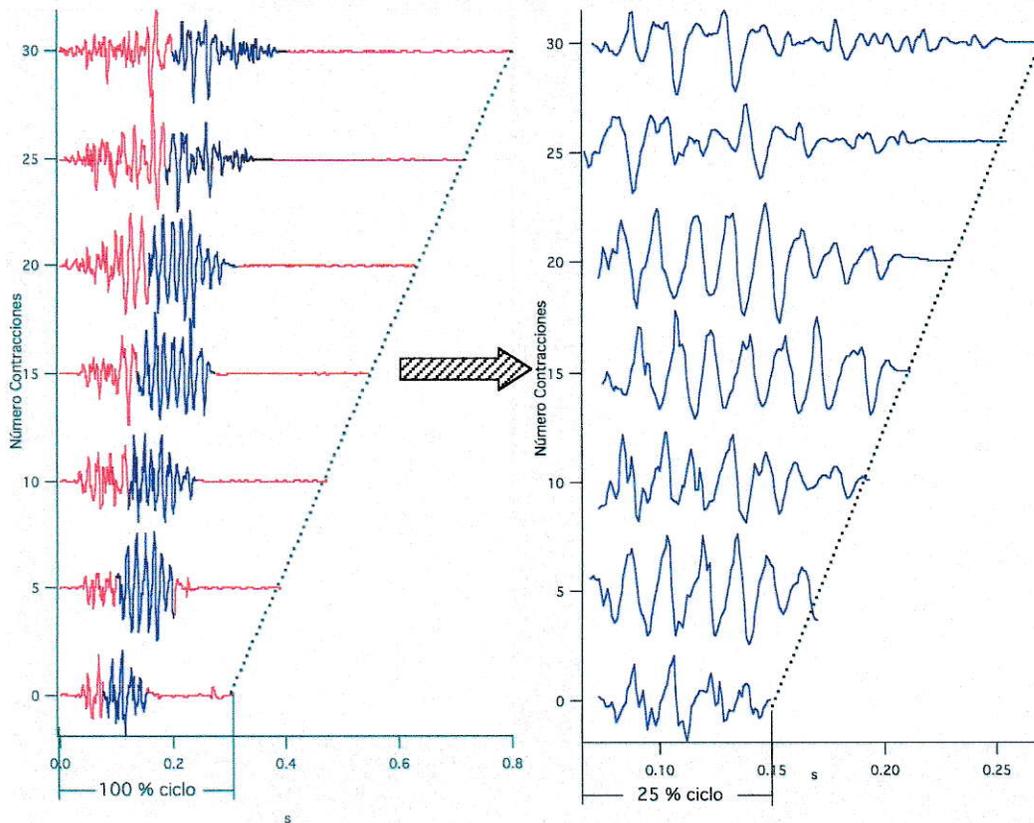
**360 grados = 100 % del ciclo = Longitud Total**



**Figura 30.** Se observa la relación entre el porcentaje del ciclo del pedaleo y la longitud de la señal EMG. El segmento de a analizar corresponde al trazado azul de la señal electromiográfica.

### Paso 3: Determinación del segmento EMG de análisis.

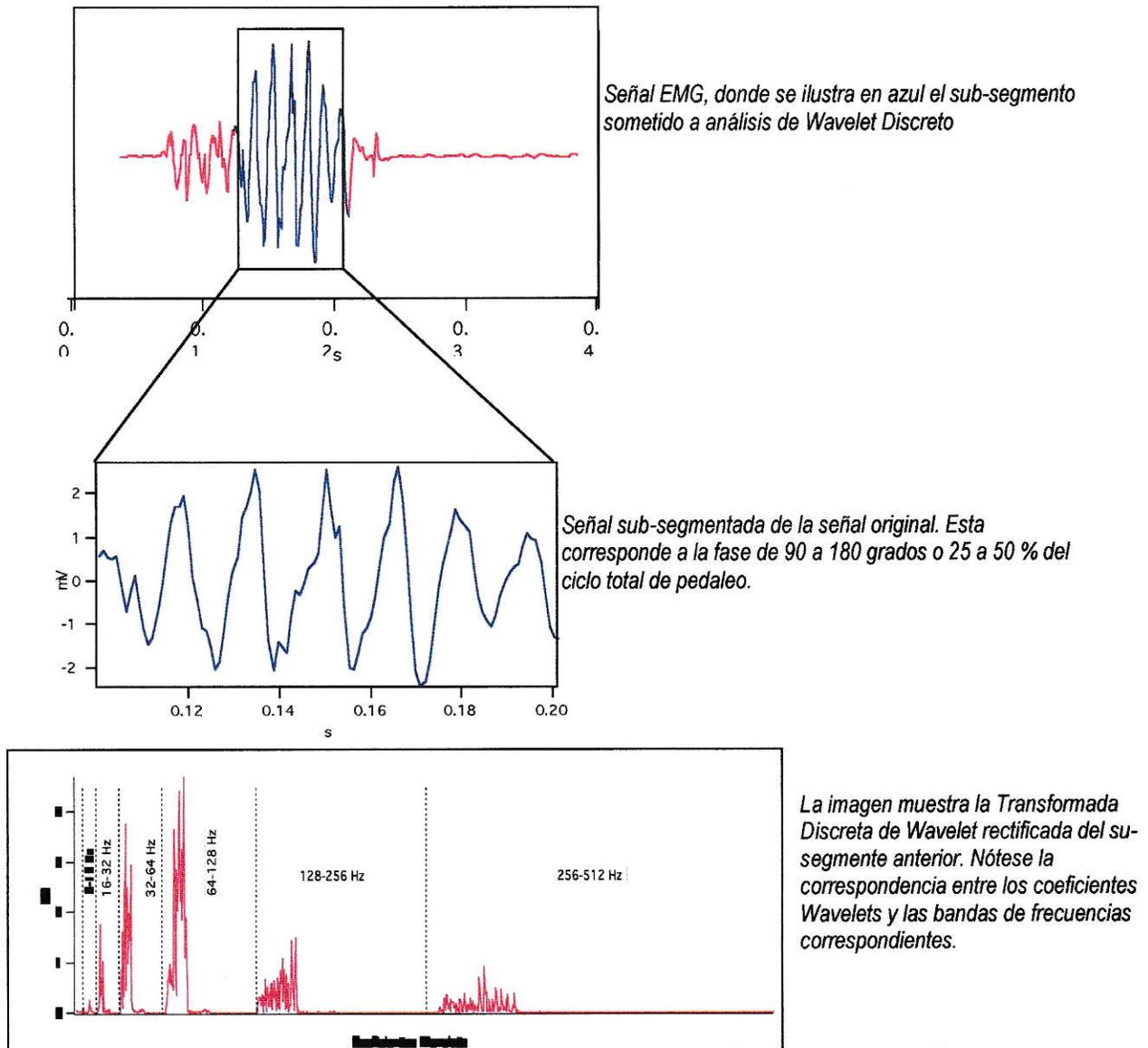
Una vez segmentado la señal EMG que corresponde al 100% del ciclo, se procede a realizar la sub-segmentación de la contracción. Para esto se considerará el mismo rango angular del ciclo de pedaleo completo. En esta investigación se ha definido el rango entre los 90 –180 grados que corresponden entre el 25% y 50% del ciclo total (figura 31). Este último criterio de selección es con el objetivo de seleccionar siempre la misma porción del movimiento y así disminuir la variabilidad y minimizar los factores contundentes descritas en contracciones dinámicas.



**Figura 32.** En la parte izquierda de la figura se observa en rojo la contracción y en azul la fase de la contracción seleccionada para su posterior análisis. A la derecha, se aprecia el segmento donde se aplicará la transformada de Wavelet Discreta.

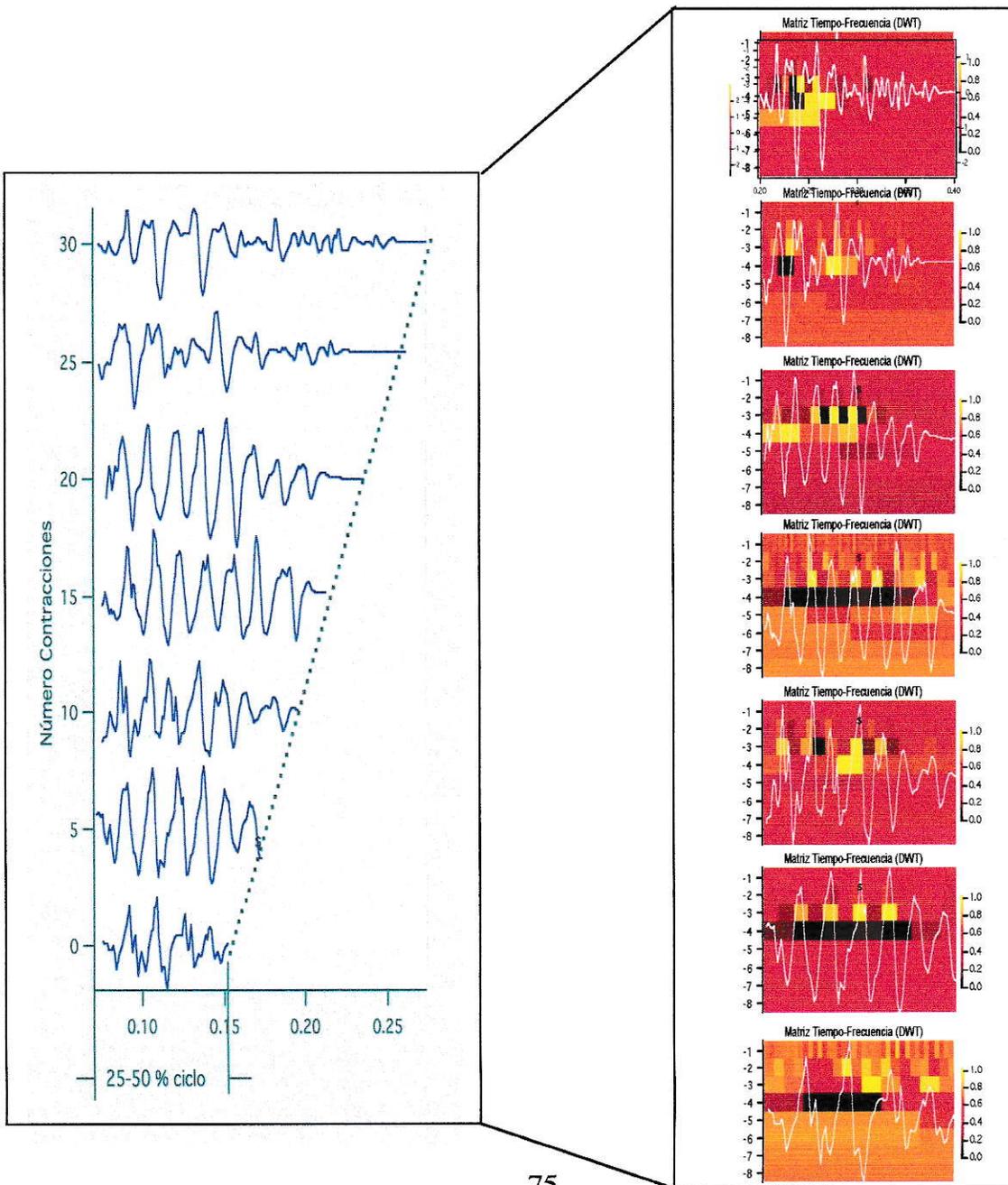
#### Paso 4: Aplicación de la Transformada de Wavelet Discreta.

Una vez definido la sub-segmentación de la señal EMG, se aplicará la Transformada de Wavelet Discreta para cada una de las contracciones subsegmentadas en los tiempos 0, 5, 10, 15, 20, 25 y 30 segundos. Para el cálculo de la DWT se utilizó la Wavelet madre Daubouchies de orden 8. Este generará una señal en el dominio tiempo-frecuencia (figura 32).



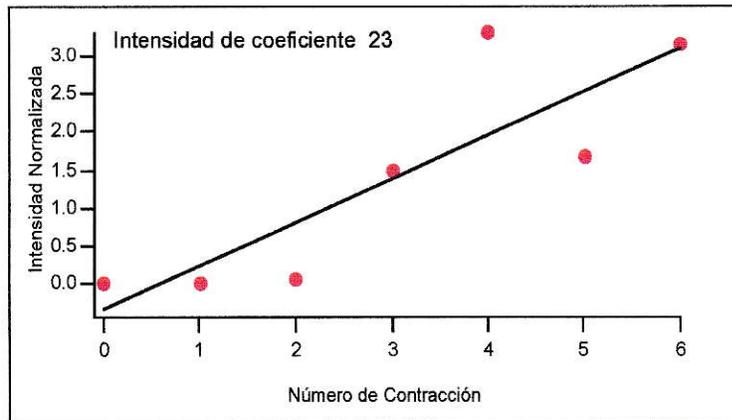
**Figura 32.** En la parte superior se observa la contracción y su respectivo segmento de análisis. Al centro, el segmento a analizar (azul) y en la parte inferior, la transformada de Wavelet Discreta rectificada.

Una vez calculada la intensidad normalizada (RMS) de todos los coeficientes Wavelet Discretos para todo el ancho de banda (16-32, 32-64, 64-128, 128-256 y 264 hz) de la señal EMG, se construye una matriz tiempo-frecuencia. En la figura 36, se puede apreciar las intensidades de todos los coeficientes en el dominio del tiempo y la frecuencia y sus correspondiente señal EMG sub-segmentada. (ver figura 33 de abajo).



### Paso 5: Cálculo de la Intensidad de los Coeficientes Wavelets.

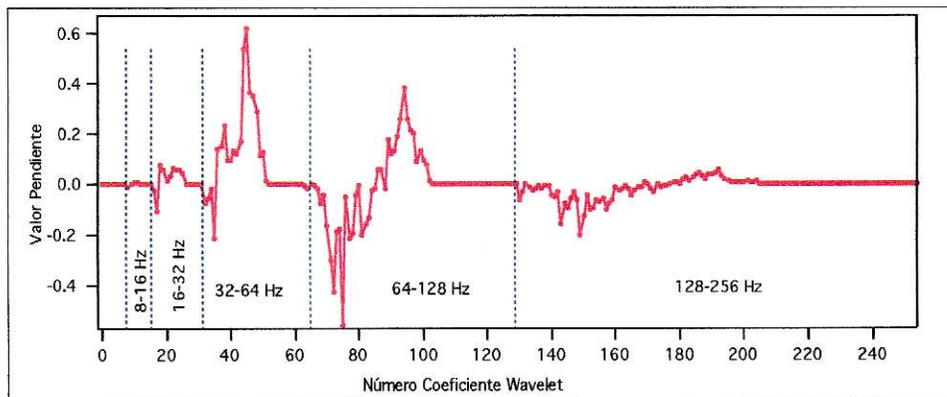
Luego para cada coeficiente Wavelet se calculará la variación de su intensidad relativa, (energía) por la normalización de la intensidad total en cada contracción (figura 34).



**Figura 34.** Variación de Intensidad de coeficientes Wavelet en cada contracción seleccionada durante el test.

### Paso 6: Cálculo de la pendiente para cada Coeficiente Wavelet.

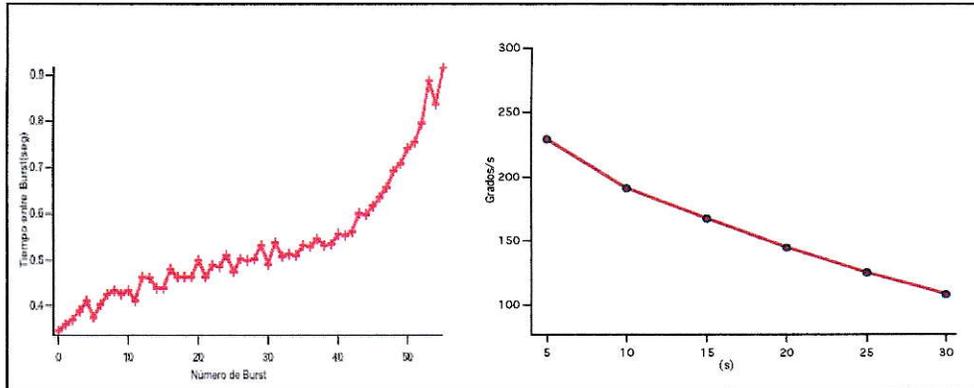
Una vez calculado la intensidad para cada coeficiente Wavelet en cada uno de los subsegmento en los tiempos 0, 5, 10, 15, 20, 25 y 30 segundos, se grafican todas las pendientes de los análisis de regresión para todos los coeficientes Wavelet. Esto generará un gráfico que definiremos como fatigo-grama (figura 35).



**Figura 35.** Muestra el valor de la pendiente de los coeficiente Wavelet a través de las contracciones subsegmentadas durante el test de Wingate.

#### 11.4 Procesamiento de datos cinemáticos:

Se determinará la cantidad de contracciones y el tiempo entre estos. Además, se establece la velocidad angular promedio en el test (figura 36).



**Figura 36.** A la izquierda se observa el tiempo entre cada contracción. A la derecha, la velocidad angular media.

#### 11.5 Análisis estadístico:

Para el análisis estadístico, se utilizará un coeficiente de correlación de Pearson. Con este análisis se intentara establecer las siguientes correlaciones:

- 1.- Correlación entre la potencia mecánica y las distintas bandas de frecuencia, a los distintos tiempo del test.(5, 10, 15, 20, 25 y 30 s).
- 2.- Correlación entre la caída de la potencia mecánica y las bandas de frecuencia a los distintos tiempo del test (5, 10, 15, 20, 25 y 30 s).

## 12. Resultados:

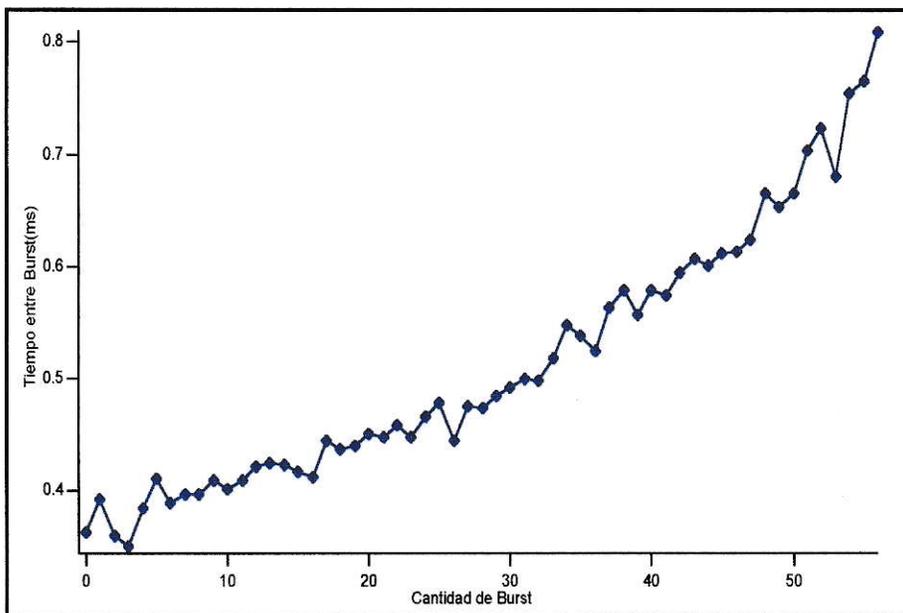
Los resultados de esta investigación se presentaran en dos formas. Primero se presentarán los datos relacionados a la cinemática del test y posteriormente se mostrarán los resultados electromiográficos y su relación con las bandas de frecuencias.

### - Resultados cinemáticos.

-Tiempo entre contracciones musculares.

El tiempo entre cada contracción fue de 100 ms sd(30) al inicio del test y al final fue de 300 ms.

Nótese el comportamiento exponencial de la curva (figura 37).



**Figura 37.** Muestra la evolución del tiempo entre cada contracción, eje Y, durante el test de Wingate.

### 12.1 Revoluciones por minuto (rpm).

Las revoluciones por minuto en el test de Wingate fue de 185,41(12,24) al inicio del test y de 72,08(8,43) al final del test (figura 38).

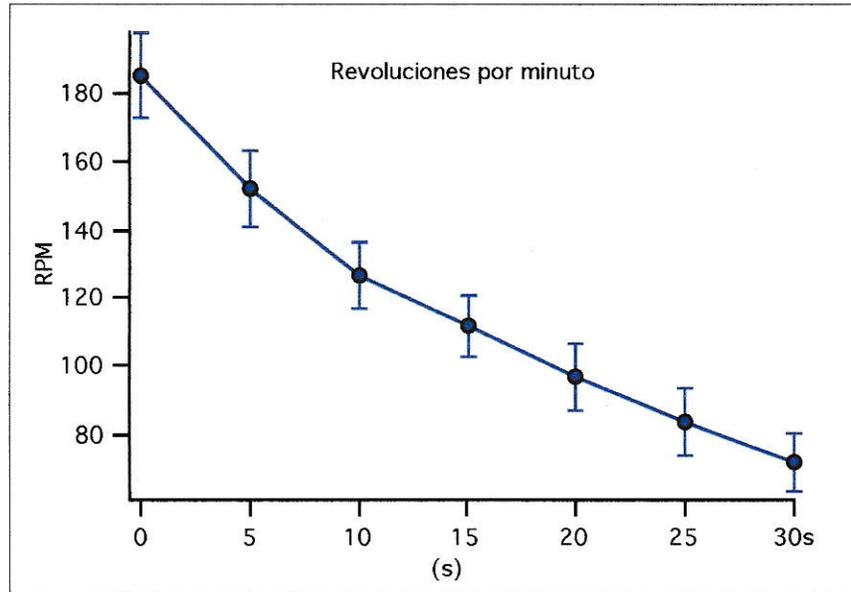
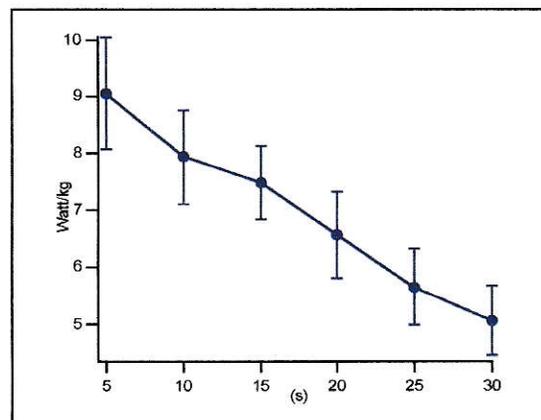


Figura 38. Muestra la caída de las revoluciones por minuto durante el test de Wingate.

### 12.2 Potencia mecánica durante el test de Wingate.

La media de la potencia mecánica máxima por kilo de peso en el grupo de estudio fue de 9.04 w/Kg. (1.003) y la media de la potencia mecánica fue de 5.06 w/Kg. (0.614), tabla 2.

Tiempo(s)	X (w/Kg.)	SD
5	9.04	0.100
10	7.92	0.842
15	7.48	0.643
20	6.56	0.736
25	5.64	0.676
30	5.06	0.614

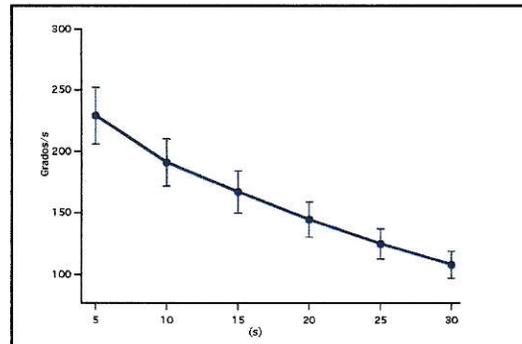


### 12.3 Velocidad angular durante el test de Wingate.

La media de la máxima velocidad angular en la articulación de la rodilla al segundo 5 fue de 229 grados/segundo y su desviación estándar fue de (42.02) y la media de la a velocidad angular mínima al segundo 30 fue de 108 grados/segundo y su desviación estándar fue de (19.77). (figura 40, tabla 3).

Tiempo(s)	Media(Kg/s)	SD
5	229	42.02
10	191	37.23
15	167	30.38
20	145	28.57
25	125	24.14
30	108	19.77

**Tabla 3.** Media y Desviación Estándar.

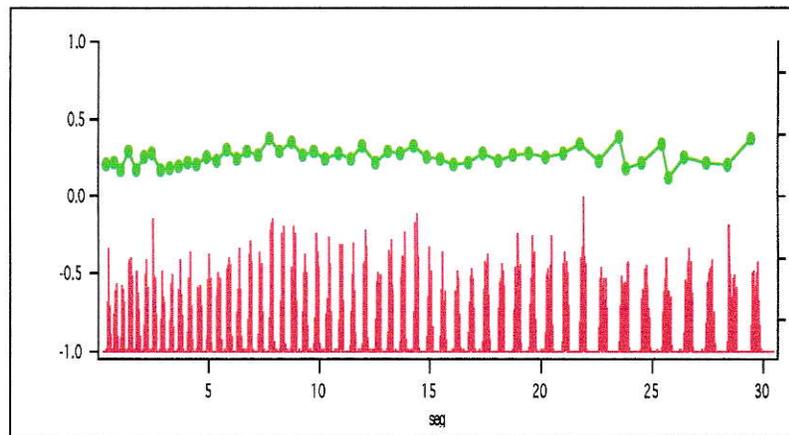


**Figura 40.** Velocidad angular media durante el test de Wingate.

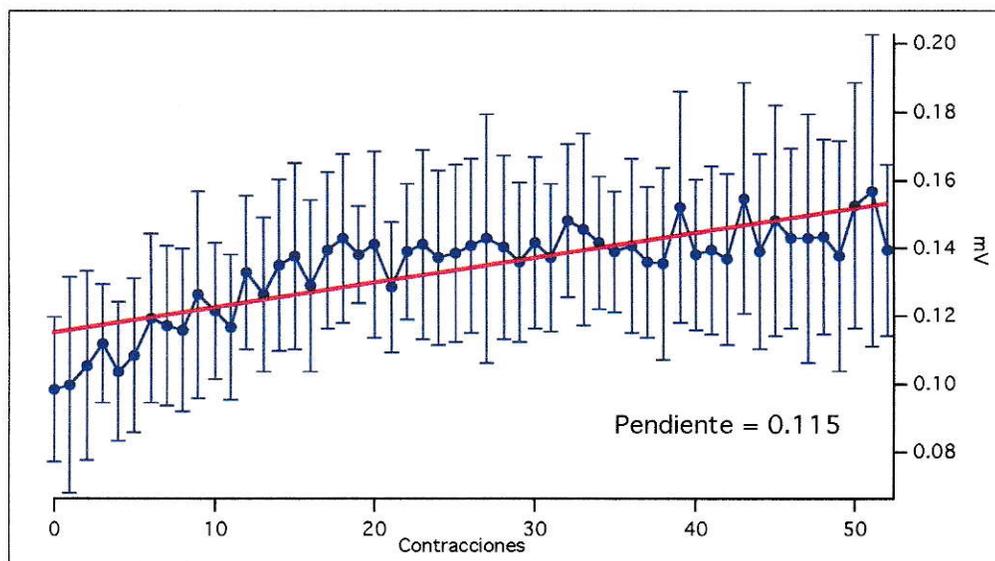
## 12.3 Resultados EMG

### 12.3.1 Amplitud electromiográfica durante el test de Wingate.

La amplitud de la señal electromiográfica (rms) fue de 0.5 uV (0.05) en el inicio del test y de 0.8 uV (0.007) al final del test, mostrando una tendencia al ascenso de 0.115 uV/s, de pendiente para el grupo de estudio. (Figura 41 y 42)



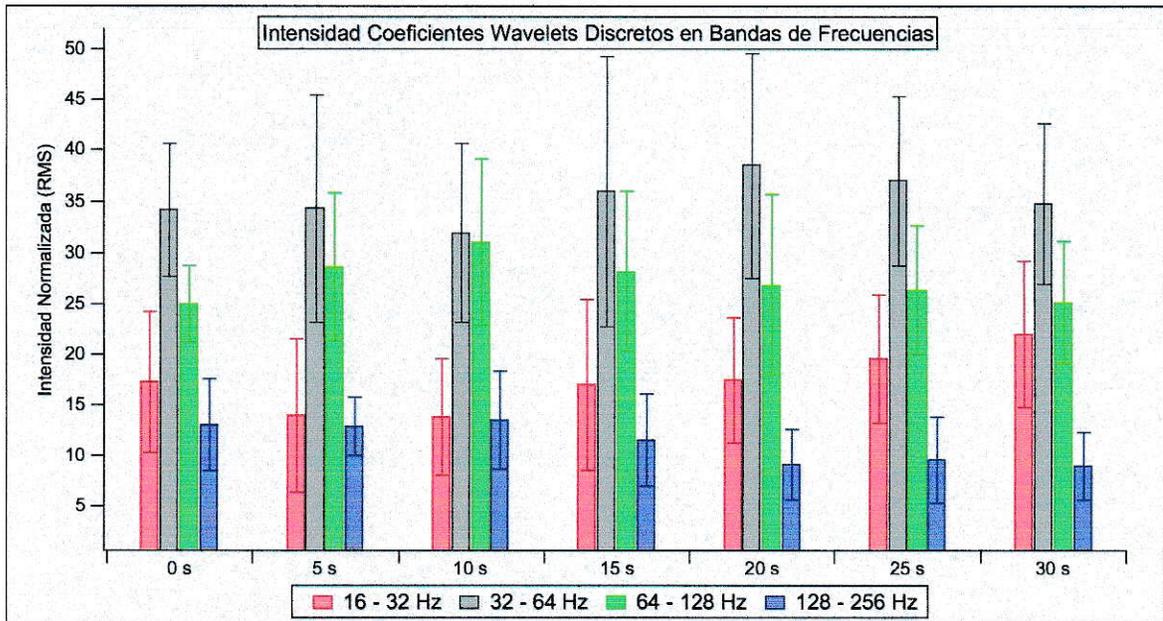
**Figura 41.** Muestra la señal EMG rectificada con sus respectiva intensidad (RMS normalizada) en cada una de las contracciones.



**Figura 42.** Promedio de la intensidad media normalizada (rms).

### 12.3.2 Intensidad de coeficientes Wavelets en las distintas bandas de frecuencia:

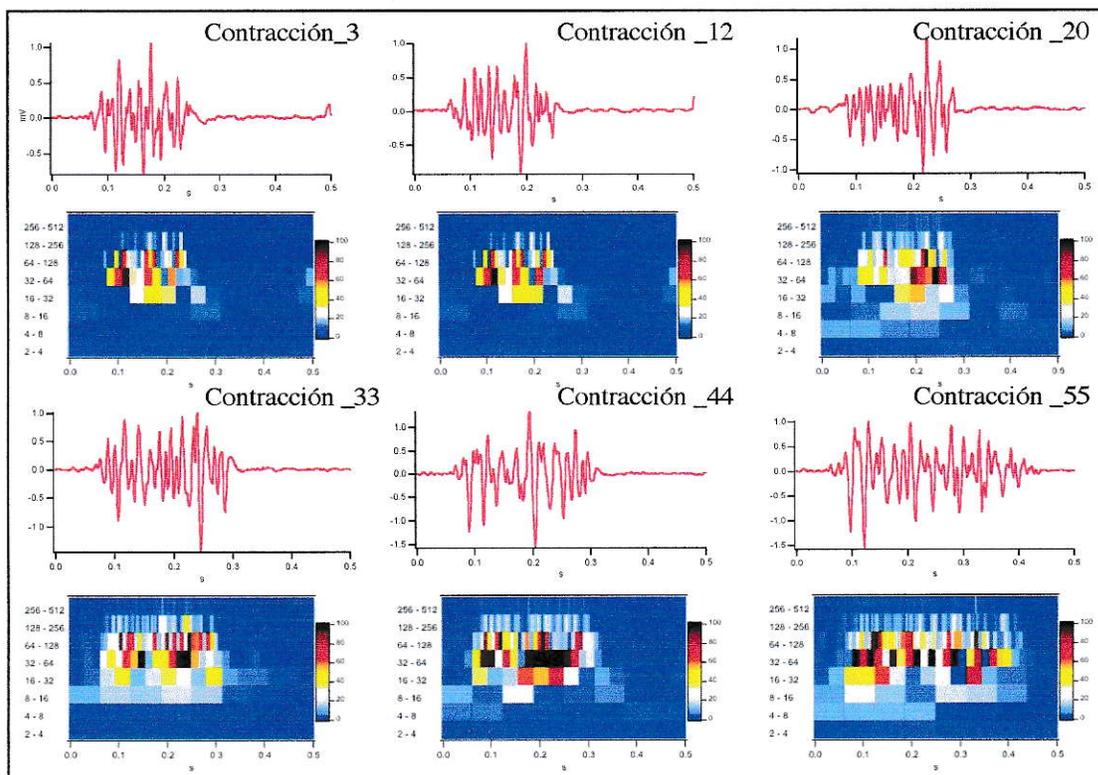
En la figura 43 se observa la variación de intensidad promedio normalizada (rms) con sus respectivas desviaciones estándares en las distintas bandas de frecuencias en los distintos estadios de tiempo durante el test de Wingate. Se puede observar el aumento de la intensidad de los coeficientes Wavelets en la banda de 16-32 Hz de 17.20 (rms) al segundo cero (inicio del test) hasta 21.97 (rms) al segundo 30 (final del test). Además, se observa la disminución de la intensidad promedio de los coeficientes Wavelets en la banda de 128-256 Hz con un valor de 12.99 (rms) al inicio del test (segundo cero), hasta 8.96 (rms) al final del test (segundo 30). Las bandas de frecuencias intermedias (32-64 Hz y 64-128 Hz) tienen comportamiento mixto de la intensidad de los coeficientes Wavelets durante el test.



**Figura 43.** Muestra la intensidad de los coeficientes Wavelets en las distintas bandas de frecuencias en los distintos tiempos durante el test de Wingate.

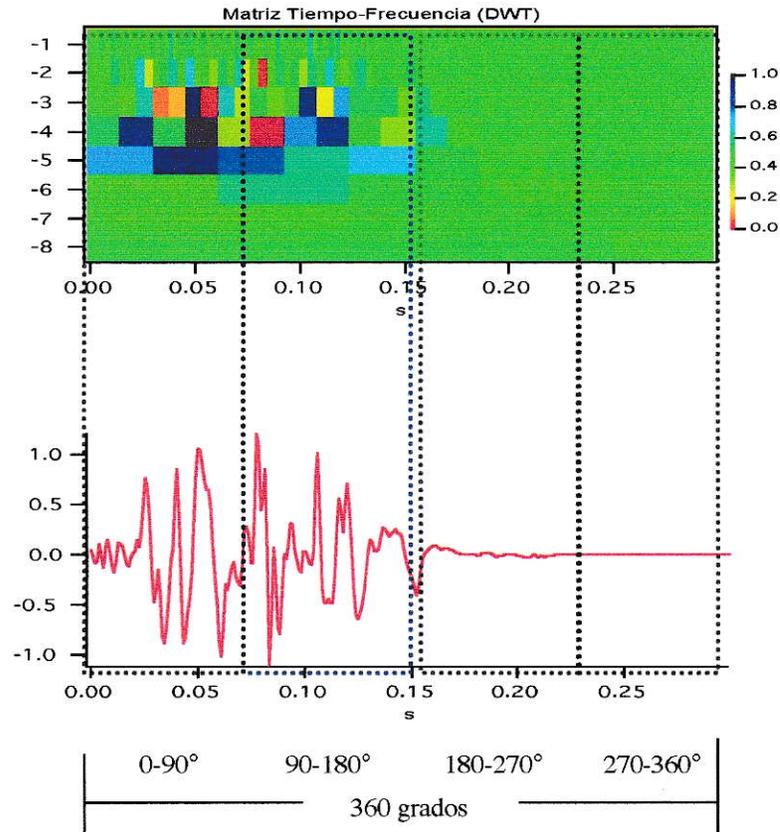
### 12.3.3 Matrices de coeficientes Wavelets Discretos.

En la figura 44 se puede apreciar la variación de la intensidad de los coeficiente Wavelets discretos en las distintas contracciones durante un test de Wingate. En el borde superior izquierdo se aprecia la intensidad de los coeficientes Wavelets. Nótese además que en las contracciones iniciales, la intensidad de los coeficientes Wavelets se concentran principalmente en las bandas de frecuencias más altas (64-128; 128-256 Hz), dentro del espectro de frecuencia electromiográfico. Por otro lado, en el borde inferior derecho se representa una contracción muscular al final del test. En este no sólo se observa el cambio de la morfología de la señal electromiográfica, (duración temporal), sino también que las intensidades de los coeficientes Wavelets aumentan en las bandas de baja frecuencia (16-32 Hz).



**Figura 44.** Matrices de Wavelets Discretas en distintos tiempos del test, con sus respectivas señales EMG.

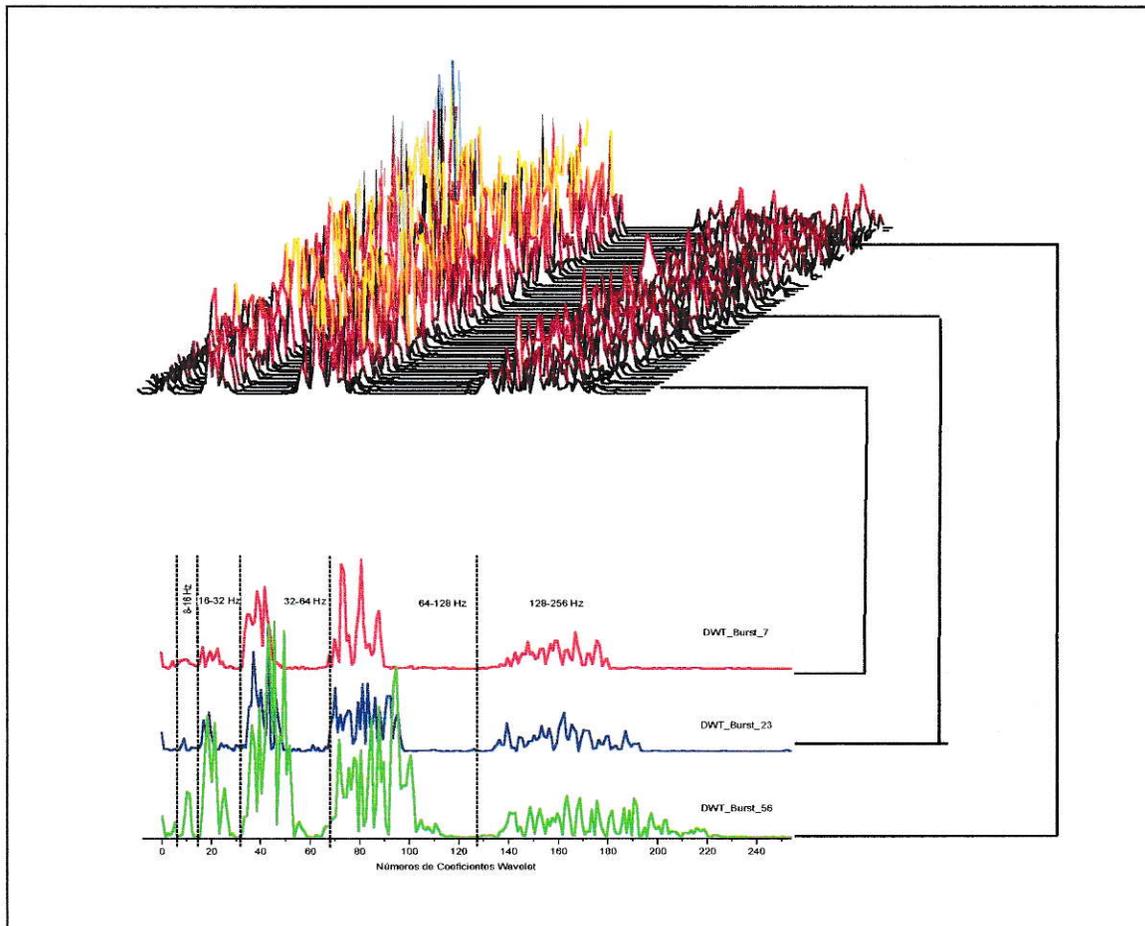
En la figura 45 se puede apreciar la relación entre el ciclo completo de pedaleo, la contracción muscular y su respectiva Transformada de Wavelet. En el rectángulo azul (90°-180°) se muestra los grados de selección para el análisis posterior.



**Figura 45.** Correspondencia entre ciclos cinemáticos, señal EMG y su respectiva Transformada de Wavelet Discreta.

La valoración de la fatiga muscular también se puede observar realizando un plot de cada una de las transformadas de Wavelets. En estas se puede apreciar como las intensidades de los coeficientes aumentan en las bandas 16-32 Hz y 32-64 Hz (figura 46). Por otro lado, abajo en

la figura 46, se puede apreciar en rojo la Transformada de Wavelets rectificada de la contracción muscular número siete. En azul se observa la misma transformada en una contracción muscular en la mitad de la duración del test y por último en verde se gráfica la intensidad de los coeficientes al final del test. Claramente se aprecia la diferencia en las intensidades de los coeficientes en las bandas de frecuencias más bajas.



**Figura 46.** Arriba: Imagen en 3D de la progresión de las Transformadas de Wavelet rectificada, desde el inicio hasta el final del test. Abajo: Transformada de Wavelet Discreta rectificada, mostrando el aumento de la intensidad de los coeficientes, especialmente en la banda 16-32 Hz.

#### **12.4 Análisis estadístico entre la potencia mecánica y las diferentes bandas de frecuencia en los distintos tiempos del test.**

Para analizar el efecto que diferentes variables cuantitativas tienen sobre una sola variable cuantitativa es necesario relacionarlas, mediante un modelo estadístico suficientemente explicativo que demuestre la relación entre cada una de ellas con la variable en estudio..

Las diferentes técnicas estadísticas ofrecen diversas posibilidades de explicación, sin embargo, el análisis más adecuado para los objetivos de esta investigación, es realizar un Análisis de Correlación de Pearson, ya que implica el grado de dependencia de una variable respecto a otra.

##### **12.4.1 Fases del Análisis estadístico:**

El siguiente análisis se dividirá en dos fases para una mejor comprensión. La primera fase intenta buscar una relación entre los datos de potencia mecánica en los distintos estadios de tiempo y el valor de intensidad de los coeficientes Wavelets en todo el ancho de banda donde esta contenida la señal EMG. La segunda fase del análisis correlacionará la caída de la potencia mecánica por intervalo de tiempo y la variación de la intensidad de los coeficientes Wavelets por bandas de frecuencias. Debido a que la información de la señal electromiográfica relevante para el análisis de frecuencia se encuentra entre los 20 y 150 Hz, no se consideraran las bandas de frecuencias extremas, 8 -16 Hz y 256-512 Hz, para el análisis.

### 12.4.1.2 Fase 1.

Determinación de la correlación, (*r de Pearson*), entre las bandas de frecuencia (16-32; 32-64; 64-128 y 128-256) y la potencia mecánica en los distintos estadios de tiempo (5, 10, 15, 20, 25 y 30 segundos).

Los resultados de las correlaciones son los siguientes:

#### **Potencia mecánica versus bandas de frecuencias (16-32;32-64;64-128 y 128-256) al tiempo 5(s).**

	P5	H256T5	H128T5	H64T5	H32T5	H16T5	H8T5
H128T5	-0.1648	0.8099	1.0000				
H64T5	-0.2070	-0.0704	0.3517	1.0000			
H32T5	-0.1953	-0.3272	-0.4014	-0.4430	1.0000		
H16T5	0.3870	0.1475	-0.1993	-0.3314	-0.5597	1.0000	

*Tabla 4*

El análisis demuestra que:

La correlación entre las bandas con la potencia es escasa a los 5 segundos.

Dentro de esta escasa correlación, la banda de 16-32 Hz tiene el mejor registro con un *r* de 0.3870, (en azul).

Las bandas de 128-256, 64-128 y 32-64 Hz tienen una relación negativa. La banda de 16-32 tiene una relación positiva con la potencia mecánica.

**Potencia mecánica versus bandas de frecuencias (16-32;32-64;64-128 y 128-256) al tiempo 10(s).**

	P10	H256T10	H128T10	H64T10	H32T10	H16T10	H8T10
H128T10	-0.1148	0.7412	1.0000				
H64T10	-0.2979	0.0879	0.4846	1.0000			
H32T10	-0.1981	-0.3230	-0.5872	-0.6430	1.0000		
H16T10	0.4460	-0.4436	-0.6624	-0.5211	0.0357	1.0000	

*Tabla 5*

El análisis demuestra que:

La correlación entre las bandas con la potencia mecánica es escasa a los 10 segundos, pero algo mayor en las bandas de 16-32 Hz (en azul).

Dentro de esta escasa correlación, la banda de 16-32 Hz tiene el mejor registro con un  $r$  de 0.4460.

Las bandas de 128, 64 y 32 Hz tienen una relación negativa con la potencia mecánica. La banda 16 y 32 Hz tienen una relación positiva con la potencia.

**Potencia mecánica versus bandas de frecuencias (16-32;32-64;64-128 y 128-256) al tiempo 15(s).**

	P15	H256T15	H128T15	H64T15	H32T15	H16T15	H8T15
H128T15	-0.4262	0.7773	1.0000				
H64T15	0.3012	-0.3265	-0.0457	1.0000			
H32T15	-0.3277	-0.0201	-0.2636	-0.6545	1.0000		
H16T15	0.4044	-0.1972	-0.2035	0.2015	-0.7205	1.0000	

*Tabla 6*

El análisis demuestra que:

La correlación entre las bandas con la potencia es escasa a los 15 segundos, pero algo mayor en las bandas intermedias de frecuencia.

Dentro de esta escasa correlación, las bandas de 128-256 y 16-32 Hz tienen los mejores registros con un  $r$  de -0.4262 y 0.4044 respectivamente.(azul)

Las bandas de 128-256 y 32-64 Hz tienen una relación negativa. Las bandas de 64-128 y 16-32, tienen una relación positiva con la potencia a los 15 segundos.

**Potencia mecánica versus bandas de frecuencias (16-32;32-64;64-128 y 128-256) al tiempo 20(s).**

	P20	H256T20	H128T20	H64T20	H32T20	H16T20	H8T20
H128T20	-0.6125	0.9067	1.0000				
H64T20	-0.0832	0.0589	0.1198	1.0000			
H32T20	0.0664	-0.3387	-0.4479	-0.6754	1.0000		
H16T20	0.3644	-0.3033	-0.2120	-0.6096	0.0123	1.0000	

*Tabla 7*

El análisis demuestra que:

La correlación entre las bandas con la potencia es mixta a los 20 segundos, siendo mayor en las bandas de frecuencia más altas.

Dentro de esta correlación, la banda de 128-256 Hz tiene el mejor registro con un  $r$  de -0.6125, (azul).

Las bandas de 128-256 y 64-28 Hz tienen una relación negativa. Las bandas de 32-64 y 16-32 Hz tienen una relación positiva con la potencia a los 20 segundos.

**Potencia mecánica versus bandas de frecuencias (16-32;32-64;64-128 y 128-256) al tiempo 25(s).**

	P25	H256T25	H128T25	H64T25	H32T25	H16T25	H8T25
H128T25	-0.5539	0.8862	1.0000				
H64T25	-0.4591	0.0207	0.2449	1.0000			
H32T25	-0.0520	-0.0589	-0.1685	-0.1315	1.0000		
H16T25	0.6239	-0.3621	-0.4472	-0.6997	-0.4835	1.0000	

*Tabla 8*

El análisis demuestra que:

La correlación entre las bandas con la potencia es mixta a los 25 segundos.

Dentro de esta correlación, la banda de 16-32 Hz tiene el mejor registro

con un  $r$  de 0.6239, considerado como una relación moderada, seguido por las bandas 128-256 y 64-128, con  $r$  de -0.5539, -0.5078 y -0.4591 respectivamente

Las bandas de 128-64, 64-32 y 32-16 Hz tienen una relación negativa. La de 16-32 Hz, tiene una relación positiva con la potencia a los 25 segundos.

**Potencia mecánica versus bandas de frecuencias (16-32;32-64;64-128 y 128-256) al tiempo 30(s).**

	P30	H256T30	H128T30	H64T30	H32T30	H16T30	H8T30
H128T30	-0.6135	0.8904	1.0000				
H64T30	-0.0343	0.0710	0.2107	1.0000			
H32T30	0.0054	-0.5970	-0.4870	-0.1288	1.0000		
H16T30	0.4375	-0.0703	-0.2583	-0.4867	-0.5485	1.0000	

*Tabla 9*

El análisis demuestra que:

La correlación entre las bandas con la potencia es mixta a los 30 segundos.

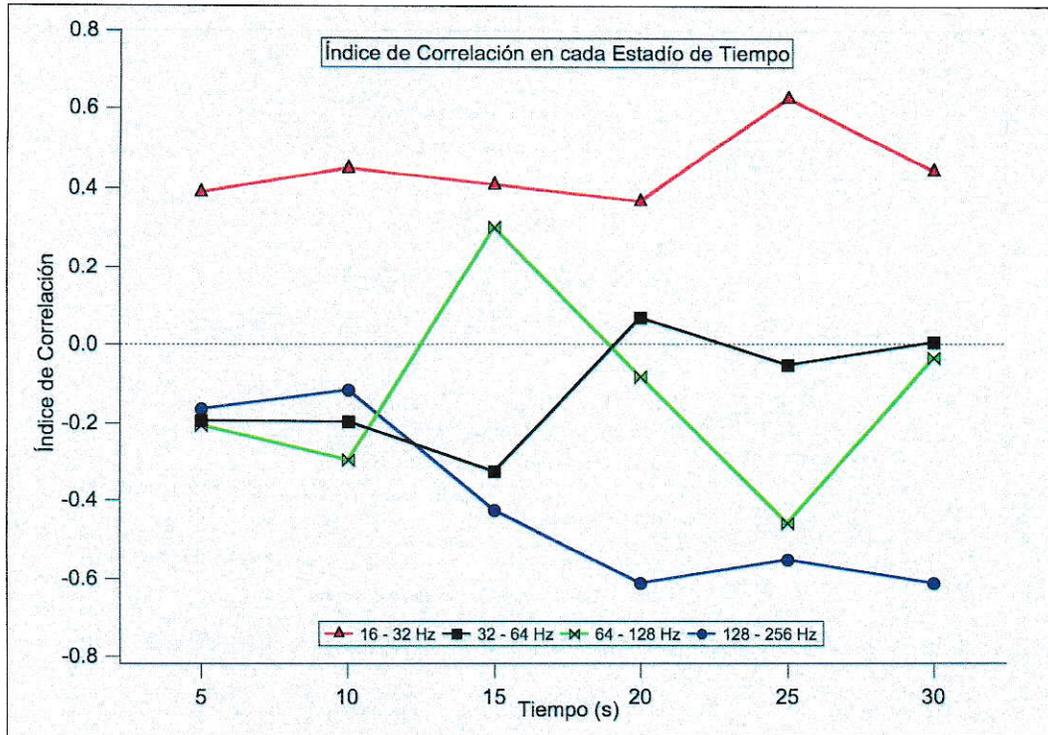
Dentro de esta correlación, la banda de 128-256 Hz tiene el mejor registro con un  $r$  de -0.6135, considerado como una relación moderada, seguido de la banda 16-32 con  $r$  de 0.4375

Las bandas de 128-64 y 64-32 Hz tienen una relación negativa. Las bandas de 32-64 y 16-32 Hz tienen una relación positiva con la potencia a los 30 segundo

#### Índices de Correlación a los diferentes estadios de tiempo.

	5(s)	10(s)	15(s)	20(s)	25(s)	30(s)
128-256 Hz	-0.1648	-0.1148	-0.4262	-0.6125	-0.5539	-0.6135
64-128 Hz	-0.207	-0.2979	0.3012	-0.0832	-0.4591	-0.0343
32-64 Hz	-0.1953	-0.1981	-0.3277	0.0664	-0.052	0.0054
16-32 Hz	0.387	0.446	0.4044	0.3644	0.6239	0.4375

**Tabla 10.** En rojo se observa las correlaciones mayores y en azul el coeficiente de correlación mayor.



**Figura 47.** Gráfico de correlaciones entre potencia mecánica y bandas de frecuencias.

En el gráfico de la figura 47 de índices de correlación se destaca lo siguiente:

1. La banda 128-256 Hz, se correlaciona (negativamente), mejor con la Potencia en los segundos más tardíos, llegando a ser la que presenta la segunda mejor correlación. En los tres primeros estadios no presenta correlación con la potencia.
2. La banda 64-128 Hz presenta una escasa correlación. En los primeros dos estadios, (5 y 10 s) es negativa, luego se hace positiva y en los tres últimos estadios se hace negativa nuevamente, no supera el 0.50 de  $r$ , sólo se acerca en el estadio del segundo 25. Es la quinta correlación.
3. La banda 32-64 Hz es la correlación más baja, no supera el 0.40 de  $r$ , comportándose siempre de forma negativa excepto en los estadios de 20 y 30 s.

4. La banda 16 -32 Hz es la que mejor correlación. Se comporta positivamente en todos los estadios de manera estable llegando a un *peak* de 0.6239 a los 25 s.

### 12.4.1.3 Fase 2

#### Relación entre la caída de la potencia mecánica y bandas de frecuencias.

Determinación de la correlación entre las bandas de frecuencia y las diferencias de caída de Potencia en los distintos estadios de tiempo analizados.

Se considera el delta de la Potencia a los 5 segundos menos la Potencia a los 10 segundos y se compara con las bandas a los 10 segundos y así sucesivamente, por lo tanto se crean 5 nuevas variables denominadas delta1 a delta5.

Los datos son los siguientes:

#### Potencia mecánica, (Delta\_1) y bandas de frecuencias.

<b>Delta1</b>	H256T10	H128T10	H64T10	H32T10	H16T10	H8T10
H128T10	-0.1155	0.7412	1.0000			
H64T10	0.5011	0.0879	0.4846	1.0000		
H32T10	-0.0970	-0.3230	-0.5872	-0.6430	1.0000	
H16T10	-0.2042	-0.4436	-0.6624	-0.5211	0.0357	1.0000

*Tabla 11*

El análisis demuestra que:

La correlación entre las bandas con el delta de potencia es mixta a los 10 segundos.

Dentro de esta correlación, la banda de 64-128 Hz tiene el mejor registro con un *r* de 0.5011

El resto de las bandas se comportan negativamente.

Potencia mecánica, (Delta\_2) y bandas de frecuencias.

<b>Delta2</b>	H256T15	H128T15	H64T15	H32T15	H16T15	H8T15
H128T15	0.1793	0.7773	1.0000			
H64T15	-0.2985	-0.3265	-0.0457	1.0000		
H32T15	-0.1476	-0.0201	-0.2636	-0.6545	1.0000	
H16T15	0.2929	-0.1972	-0.2035	0.2015	-0.7205	1.0000

*Tabla 12*

El análisis demuestra que:

La correlación entre las bandas con la potencia es escasa a los 15 segundos.

Dentro de esta escasa correlación, las bandas de 64-128 y 16-32 Hz tienen los mejores registros con un  $r$  de -0.2985 y 0.2929 respectivamente.

**Potencia mecánica, (Delta\_3) y bandas de frecuencias.**

<b>Delta_3</b>	H256T20	H128T20	H64T20	H32T20	H16T20	H8T20
H128T20	0.1968	0.9067	1.0000			
H64T20	0.5779	0.0589	0.1198	1.0000		
H32T20	-0.2279	-0.3387	-0.4479	-0.6754	1.0000	
H16T20	-0.6699	-0.3033	-0.2120	-0.6096	0.0123	1.0000

*Tabla 13*

El análisis demuestra que:

La correlación entre las bandas con la potencia es mixta a los 20 segundos.

Dentro de esta correlación, la banda de 16-32 Hz tiene el mejor registro con un  $r$  de -0.6699, considerado como una relación moderada, seguido por la banda 64-128 con 0.5779.

**Potencia mecánica, (Delta\_4) y bandas de frecuencias.**

<b>Delta_4</b>	H256T25	H128T25	H64T25	H32T25	H16T25	H8T25
H128T25	-0.2399	0.8862	1.0000			
H64T25	-0.4096	0.0207	0.2449	1.0000		
H32T25	0.5646	-0.0589	-0.1685	-0.1315	1.0000	
H16T25	-0.0803	-0.3621	-0.4472	-0.6997	-0.4835	1.0000

*Tabla 14.*

El análisis demuestra que:

La correlación entre las bandas con la potencia es mixta a los 25 segundos.

Dentro de esta correlación, la banda de 32-64 Hz tiene el mejor registro con un  $r$  de 0.5646, considerado como una relación moderada, seguido por la banda de 64-128 Hz, con  $r$  de -0.4096.

**Potencia mecánica, (Delta\_5) y bandas de frecuencias.**

<b>Delta5</b>	H256T30	H128T30	H64T30	H32T30	H16T30	H8T30
H128T30	-0.2754	0.8904	1.0000			
H64T30	-0.4785	0.0710	0.2107	1.0000		
H32T30	-0.0580	-0.5970	-0.4870	-0.1288	1.0000	
H16T30	0.3405	-0.0703	-0.2583	-0.4867	-0.5485	1.0000

*Tabla 15*

El análisis demuestra que:

La correlación entre las bandas con la potencia es mixta a los 30 segundos.

Dentro de esta correlación, la banda de 64-128 Hz tiene el mejor registro con un  $r$  de -0.4785.

**Índices de correlación a los diferentes estadios de tiempo:**

	Delta_1 10(s)	Delta_2 15(s)	Delta_3 20(s)	Delta_4 25(s)	Delta_5 30(s)
128-256 Hz	-0.1155	0.1793	0.1968	-0.2399	-0.2754
64-128 Hz	0.5011	-0.2985	0.5779	-0.4096	-0.4785
32-64 Hz	-0.0970	-0.1476	-0.2279	0.5646	-0.0580
16-32 Hz	-0.2042	0.2929	-0.6699	-0.0803	0.3405

Tabla 16

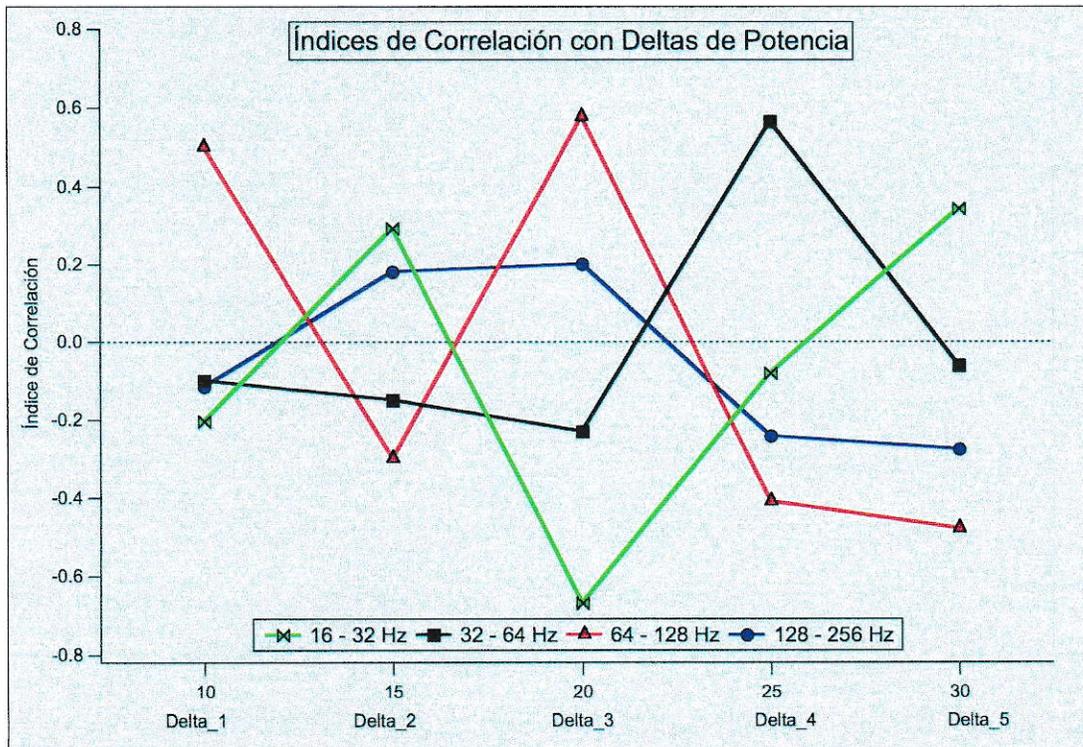


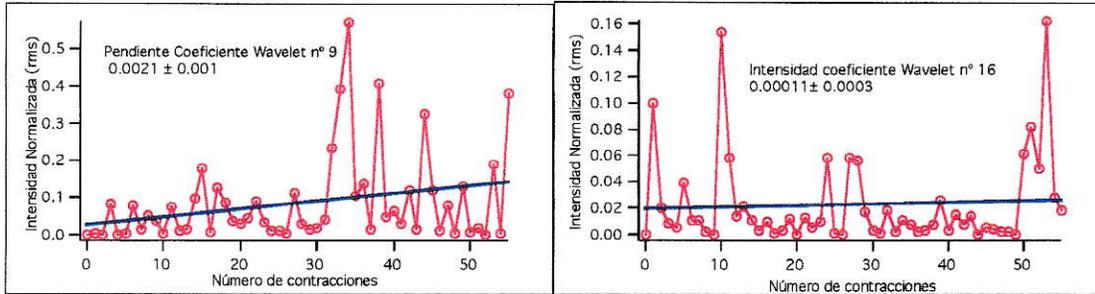
Figura 48 Índices de correlación entre deltas de potencia y bandas de frecuencias Wavelets..

En la figura 48 de índices de correlación se destaca lo siguiente:

1. La banda 128-256 Hz, es la quinta correlación, no supera el  $r$  de 0.30. Se hace negativa en el primer, cuarto y quinto delta.
2. La banda 64-128 Hz es la que mejor correlación tiene con los deltas de potencia, se hace negativa en el segundo, cuarto y quinto delta, llega a un peak de 0.5779.
3. La banda 32-64 Hz es la cuarta correlación, no supera el  $r$  0.25 excepto en el segundo 25, donde su  $r$  de 0.5646.
4. La banda 16-32 Hz es la segunda correlación. Alcanza un peak más alto con  $r$  de -0.6699 en el segundo 20.

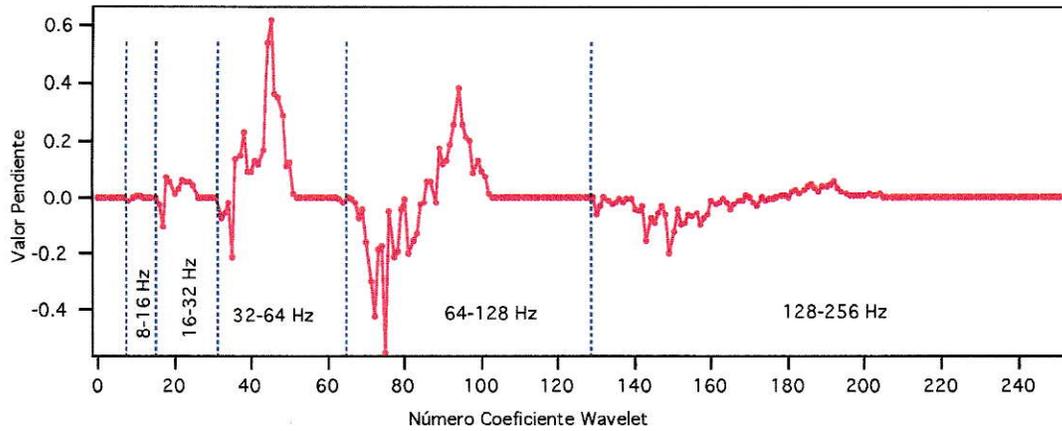
### **12.5 Desarrollo de un fatigo-grama.**

En la figura 49 se observa la variación de la intensidad de dos coeficientes Wavelets extremos. Primero se puede observar la variación de la intensidad del coeficiente Wavelet número 24 en todas las contracciones durante el test de Wingate. Por otro lado tenemos el comportamiento del coeficiente Wavelets número 142 durante todas las contracciones en el test. Se puede observar que para el coeficiente 24, que representa la banda 16-32 Hz, este aumenta su intensidad en la medida que progresa el test. El aumento de la intensidad del coeficiente esta aproximadamente a los 42 (s) del test, mostrando una tendencia con pendiente positiva. Para el coeficiente 142, que representa la banda 64-128 Hz, la tendencia es de disminución (pendiente negativa) durante el test (Figura 49, derecha).



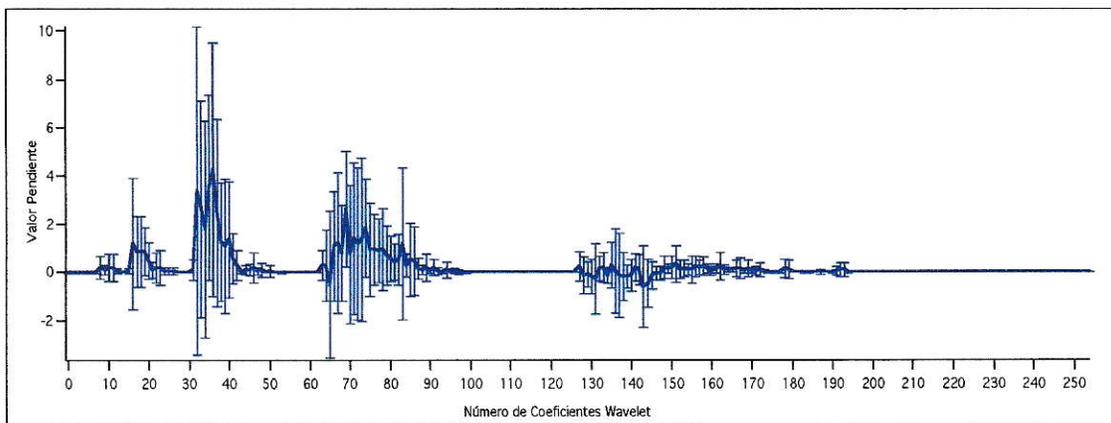
**Figura 49.** Izquierda: Tendencia del coeficiente n°24 durante el test. Derecha: Comportamiento de coeficiente n° 142 durante el test.

El cálculo de la variación de la intensidad de todos los coeficientes Wavelets en todas las contracciones del test generará una pendiente que denominaremos **P**. Por lo tanto tendremos tantas valores de **P** como coeficientes Wavelets existan en las señal. Posteriormente si graficamos todas esas pendientes (valores de **P**) obtendremos la siguiente gráfica (figura 50). En el eje de las **x** tendremos la cantidad de coeficientes Wavelet y en el eje de las **Y** se muestran el valor de la pendiente normalizada para cada coeficiente. Por ejemplo para el coeficiente 45, que esta en la banda 32-64 Hz, su valor es de 0.062. Por otro lado para el coeficiente 75, que esta en la banda 64-128 Hz, su valor es de  $-0.558$ . esto demuestra que un coeficiente puede aumentar su intensidad en una acho de banda, mientras otros coeficientes pueden disminuir en otras bandas de frecuencias.



**Figura 50.** Valor de la pendiente para todos los Coeficientes Wavelets.

La promediación de todas las pendientes del grupo de estudio genera la siguiente gráfica definida como: **fatigo-grama**. (Figura 51).



**Figura 51.** Muestra la media de las pendientes en todos los coeficientes Wavelets Discretos.

### **13.0 Discusión.**

#### **13.1 Fatiga muscular en condiciones dinámicas.**

Los procesos de fatiga muscular han sido de interés desde hace mucho tiempo. Mayoritariamente este fenómeno se ha estudiado en condiciones isométricas (5,68-74), donde las variables tanto mecánicas como eléctricas son consideradas como procesos estacionarios (5,6). La fatiga muscular en condiciones dinámicas se ha estudiado fuertemente en los últimos diez años (56-73). Esto debido a su interés y relación directa con los movimientos reales de la vida cotidiana y otras actividades, tales como medicina deportiva, rehabilitación y ergonomía. Sin embargo, las principales investigaciones han apuntado a estudios de fatiga dinámica donde las variables mecánicas están de alguna manera controladas (69,70,71). Las principales investigaciones en fatiga muscular dinámica han sido en donde las condiciones de velocidades angulares son constantes (82,83), niveles medio y bajos de fatiga muscular (72), leves variaciones de fuerzas o fatiga muscular en ejercicios de baja intensidad por periodos largos de tiempo (73).

La fatiga muscular dinámica no sólo es compleja de analizar del punto de vista electrofisiológico, sino que además hay que considerar todos los factores mecánicos y electromecánicos propios de señales EMG que se generan cuando un músculo se acorta (contracción concéntrica) y se alarga, (contracción excéntrica) (79). Uno de los principales problemas se asocia con el cambio en la geometría muscular que varía de acuerdo a los tipos de contracciones y velocidades de las mismas y por otro lado el desplazamiento de los electrodos sobre la piel (73).

En la presente investigación se realizó un ejercicio fatigante de máxima intensidad, corta duración y donde las señales electromiográficas son definidas como altamente no estacionaria

(58). Por lo último, en estas condiciones son vital importancia controlar los posibles factores confundentes de la señal electromiográfica.

### **13.2 Selección del ciclo mecánicamente reproducible.**

En señales electromiográficas no estacionarias, como las derivadas de una prueba de máxima potencia anaeróbica y donde las señales son producto de acortamiento y alargamiento de un músculo son de alta velocidad, uno de los principales problemas que contribuyen a los resultados son la alta variabilidad y elevados coeficientes de errores (79). Autores han intentado minimizar estos errores (error medio cuadrático) y la variabilidad controlando los factores mecánicos, tales como componentes inerciales, velocidad de movimiento y generación de fuerza de un músculo sobre la señales electromiográfica (59,79). Para esto se han realizado avanzados procesos matemáticos de manejo de datos y además técnicas de segmentación del ciclo del movimiento para que dicha señal electromiográfica este de acuerdo a criterios de reproducibilidad de movimiento y por lo tanto sean mínimamente afectados. Mecánicamente la minimación de errores y variabilidad se logra realizando una segmentación de fases del movimiento donde la aceleración-desaceleración son mínimas (57).

Autores (57) han realizado tanto análisis de frecuencia como análisis de amplitud en condiciones dinámicas, donde la selección de la fase de movimiento debió cumplir los criterios mencionados anteriormente. Potvin(54) seleccionó una fase del movimiento donde se encuentra el *peak* de actividad eléctrica para su análisis de intensidad. En nuestra investigación se desecho esta última posibilidad debido a que en este ciclo del movimiento (donde el *peak* de la señal EMG es máxima), la señal electromiográfica se hace altamente inestable por encontrarse su máxima actividad eléctrica. Esto último contribuiría al aumento de la variabilidad de los

resultados. Por lo tanto, el criterio de selección para nuestro análisis fue entre los rangos de 90-180 grados, donde en este período se cumple la condición de minimizar las variables inerciales y la actividad eléctrica del músculo evaluado mantiene su contribución al movimiento (82). En relación a esto último Farina y colaboradores (83) describió el efecto del ángulo articular sobre la EMG durante movimiento dinámico y la influencia de la longitud muscular y la localización del electrodo. Se demostró además que al calcular la envolvente lineal, como método de estimación de intensidad de la señal EMG, podrían existir artefactos geométricos que deben ser identificados para no ser confundidos como parte de la no estacionariedad de la señal EMG (83). Por otro lado en las publicaciones dedicadas a la utilización de la electromiografía de superficie en condiciones dinámicas en el 2001 (79,83,84) se menciona el criterio de la selección de una fase del movimiento biomecánicamente reproducible como de vital importancia para el análisis espectral y de amplitud de la señal electromiográfica.

### **13.3 Análisis Tiempo - Frecuencia en fatiga muscular dinámica:**

La aplicación de análisis tiempo-frecuencia en condiciones dinámicas se ha aplicado desde Piper (78), con su análisis tiempo-frecuencia en músculo del aparato urinario, hasta recientemente en el trabajo de Farina y Rainoilde, donde evalúan la velocidad de conducción de unidades motoras en ejercicios de alta intensidad.(16)

Bonato y colaboradores (57), comparó varios métodos de análisis tiempo-frecuencia basados sobre los diferentes tipos de *kernel* incluyendo la Wigner Ville Distribution y la Transformada de Choi-William y mostró que esta última fue la más útil para señales no estacionarias derivadas de una señal electromiográfica. Sin embargo, los resultados están basadas en la utilización de ventanas no adaptativas (fijas), a diferencia de la Transformada de

Wavelet Discreta aplicada en esta investigación. Por otro lado Karlsson (36), también realizó una comparación de distintos análisis de tiempo-frecuencia y concluyó, a diferencia de Bonato, que la Transformada de Continua de Wavelet mostró la mejor exactitud y precisión para datos reales y simulados. A diferencia de estos resultados, nuestra investigación realizó un análisis tiempo-frecuencia utilizando la versión discreta de la Transformada Continua de Wavelet. Con esto último, (versión discreta de la Transformada) reducimos los costos computacionales asociados. Además se ha demostrado su eficiencia en varios campos, no sólo en la biomedicina (23,24,26).

De los artículos publicados de manera especial sobre contracciones dinámicas y electromiografía el año 2001 cuando aparece una serie de publicaciones sobre la aplicación de la EMG en condiciones dinámicas (79,83,84). De estos últimos, sólo Balestra G y colaboradores (84) realizaron un análisis tiempo-frecuencia en movimientos atléticos. Sin embargo, el ejercicio atlético fue de larga duración. Por lo tanto los mecanismos involucrados en la fatiga son distintos a los procesos subyacentes en condiciones de alta intensidad y corta duración como lo es el test de Wingate.

La mayoría de las aplicaciones en contracciones dinámicas han sido en condiciones controladas en relación a variables como velocidad, fuerza y tipo de contracción. Varios autores han realizado análisis tiempo frecuencia en distintas articulaciones (rodilla y codo, lumbar), pero principalmente en máquinas isocinéticas, donde la velocidad angular es constante e intervalos de tiempos definidos (58). Por otro lado esta investigación utiliza un análisis tiempo-frecuencia para movimiento de fuerza variable y de alta intensidad, donde no existen antecedentes en este tipo de ejercicios.

A pesar que en este trabajo no tuvo como objetivo comparar la potencia estadística de cada uno de los análisis tiempo-frecuencia durante la prueba, (Continuous Wavelet Transforms, Choi-William Distribution, Packet Wavelet y otras), se pudo observar que la Transformada de Wavelet Discreta es una herramienta útil y adecuada para determinar la contribución de la intensidad de cada uno de los coeficientes Wavelets en las distintas bandas frecuencia y a los distintos estadios de tiempo. Esto queda demostrado en el aumento de la intensidad en los coeficientes Wavelet que corresponden a las bandas de baja frecuencia (16-32 Hz). Estos resultados son concordantes con lo publicado por Von Tschamer (38) en relación al aumento de la intensidad relativa de los coeficientes de más baja frecuencia en un test de fatiga de mediana intensidad. Además este autor identificó con precisión la información temporal asociado a una fase definida del ciclo del movimiento repetitivo. Objetivo este último no contemplado en esta investigación.

Kumar D (85) también analizó la fatiga muscular en condiciones dinámicas, donde éste último comparó diferentes familias Wavelets y encontró que la familia que mejor resultados otorga es la Coiflet de orden 8. A diferencia de nuestro estudio, este fue realizado en condiciones isométricas y en estado de no fatiga y fatiga (85). Sin embargo, los resultados son concordantes, en la forma, con lo publicado para contracciones isométrica. Esto último sólo se puede analizar en cuanto a los resultados, ya que el fondo de dicho comportamiento en relación a la frecuencia no es posible explicarlo de igual modo que los fenómenos que las contracciones estáticas. Esto último debido a que en las contracciones no estacionarias los factores mecánicos y selección del ciclo (79,80,83,84,85) son de real importancia en este análisis, a diferencia de los factores bioquímicos presentes en la membrana muscular en las contracciones musculares fatigantes de tipo isométricas (5,7,40,41).

Vinzenz von Tscharner estimó parámetros de intensidad de la señal EMG aplicando la Transformada Continua de Wavelet en dos tipos de estudios de fatiga, uno en condiciones denominadas de fatiga mediana (72) y otro de fatiga submáxima (73), encontrando que el aumento de la intensidad fue en los coeficientes wavelets que se corresponden a bandas de frecuencias bajas. Esto último concuerda con lo hallado en nuestra investigación, aún cuando ambos fenómenos de fatiga fueron en tareas distintas. Por otro lado Parker (86) evaluó la fatiga muscular aplicando la Transformada Corta de Fourier en condiciones dinámicas y encontró resultados similares a estudios de fatiga en condiciones isométrica. Por lo tanto encontró que no existen diferencia al aplicar la STFT en ambos tipos de fatiga, (estática y dinámica). Sin embargo, en este trabajo la carga en contracciones dinámicas fue el 30% de la contracción voluntaria máxima (CVM).

La mayoría de los estudios que han utilizado análisis tiempo-frecuencia en señales EMG dinámicas lo han hecho a partir de procesos cinemáticos lentos (velocidad angular) o en procesos de fatiga de mediana intensidad, o en velocidades angulares constantes.(72,73). En nuestra investigación se ha querido evaluar la fatiga muscular en condiciones de alta velocidad angular, fatiga muscular de alta intensidad y señales electromiográficas altamente no estacionarias, por lo que se utilizaron estrategias de análisis diferentes a las investigaciones mencionadas.

En relación a fatiga y ejercicios de alta intensidad, recientemente Farina y colaboradores (88) han mostrado la valoración de la velocidad de conducción de los potenciales de acción de la fibra muscular en condiciones de alta intensidad, aplicando análisis de tiempo-frecuencia, (Transformada de Choi-William), pero no mencionan procesamientos sobre datos espectrales de frecuencia o fatiga muscular en su análisis.

#### **13.4 Análisis de amplitud de la señal electromiográfica (Intensidad EMG).**

En relación a la amplitud de la señal electromiográfica y contracciones dinámicas, varios autores han evaluado esta condición en ejercicios supramaximales. Hunter y colaboradores (88) reportaron que la intensidad electromiográfica en un test de Wingate no mostró cambios significativos. Esto podría ser producto de una reducción del comando central, pero no en un cambio en la estrategia de las unidades motoras. Por otro lado si mostraron descenso en la frecuencia mediana, concordando con nuestros resultados, a pesar que ellos utilizaron la frecuencia mediana, del espectro de Fourier, como método de análisis.

En nuestra investigación obtuvimos para ejercicios supramaximales aumento de la intensidad (rms), con un comportamiento lineal de la intensidad. Esto difiere con el trabajo de Sharon R Perry (89), que encontraron aumento de la intensidad de la actividad EMG, pero esta no fue lineal. Creemos que esta diferencia podría ser asociada a que ellos realizaron ejercicio de carga incremental y en tiempo mayores de 30 segundos, a diferencia de nosotros donde la potencia mecánica es decreciente y es de corta duración, en el test de Wingate.

El comportamiento mostrado en la intensidad, en esta investigación, esta de acuerdo con el con el principio del tamaño (*"The Size Principle"*), debido a que en el test de Wingate se deben reclutar todas las fibras musculares para mantener la intensidad de ejercicios durante el test.

### **13.5 Intensidad de coeficientes Wavelets en las distintas bandas de frecuencia:**

Diversos estudios han asociado los procesos de fatiga con la disminución de la velocidad de conducción de los potenciales de acción de unidades motoras (PAUM) en la fibra muscular. Este se refleja en una compresión del espectro de Fourier hacia las bajas frecuencias (4-9). Todo lo anterior en condiciones isométricas. Sin embargo, en condiciones dinámicas los factores no solo se ven afectados por la velocidad del potencial de unidad motora, sino además de otros factores (69,70,71,72). Los datos de intensidad de los coeficientes wavelets obtenidos en esta investigación para las bajas frecuencias aumentan su intensidad en el transcurso del test. Esto concuerda con lo reportado en la literatura (71). Para los coeficientes que representan las frecuencias más altas, estos disminuyen su intensidad durante el test. Esto está en concordancia con los datos de (72,73). Sin embargo, para las frecuencias intermedias el comportamiento es de tipo oscilatorio de tipo sinusoidal. Esto último pareciera ser más representativo de un artefacto geométrico que una información real de la señal EMG. Este comportamiento de las intensidades en las bandas de bajas frecuencia es similar a lo reportado en estudios de fatiga muscular en condiciones isométricas, donde el espectro de Fourier aumenta su intensidad en las bajas frecuencias (4,5,6). Sin embargo, no debiera entenderse que para ambos tipos de señales (estáticas y dinámicas) se pueden usar las mismas herramientas de procesamientos. Esto se fundamenta que, por ejemplo, durante niveles bajos de la contracción voluntaria máxima (20%–30%) y de corta duración (sobre 20–40 segundos), la señal puede ser considerada como estacionaria. Por otro lado las contracciones de 50%–80% de la CVM causan fatiga muscular más rápida. De acuerdo a esto último, el test de Wingate, se encuentra en esta categoría.

### **13.6 Potencia mecánica e intensidad de coeficientes Wavelets.**

Varios intentos se han realizado por comprender mejor los procesos de fatiga muscular humana. El entendimiento de variables mecánicas y fisiológicas de la fatiga muscular es uno de los desafíos aún pendientes. Sin embargo, existen pocos antecedentes en identificar esta relación entre el comportamiento mecánico y fisiológico en una tarea de fatiga muscular. De acuerdo a los resultados obtenidos en este trabajo se observa que existe una correlación moderada entre ambas variables, y sólo en algunos estadios temporales del test. Además, también existe una correlación inversa para otras bandas. Una posible explicación para esto sería que la caída de la potencia mecánica es una información que representa más el sistema en su globalidad y los coeficientes Wavelets representan una variable electrofisiológica durante en el test.

Uno de los comportamiento entre ambas variables, mecánica y fisiológica a destacar, es que a pesar de las correlaciones bajas y directas en los primeros estadios de tiempos del test, la correlación aumenta al final del test ( $r = 0,66$  al tiempo 25 s) Esto podría ser entendido como un buen “*acuerdo*” entre ambos fenómenos, sólo cuando existen evidencias mecánicas y fisiológicas de fatiga muscular. Sin embargo, los datos aportados en esta correlación son insuficientes para poder concluir tendencias de comportamientos entre ambas variables.

### **13.7 Desarrollo de un Fatigo-grama.**

En estudios de fatiga muscular en condiciones dinámicas han existidos varios intentos por poder obtener un índice de fatiga muscular dinámico. Algunos autores (51,55,56,57) han realizado una extrapolación de la frecuencia mediana, que se utiliza en condiciones estáticas Para la determination de fatigue, y la hand redefined Para conditions dinámicas como frecuencia

media o mediana instantánea (FMI). Esta última aplicando una derivación de primer orden a la frecuencia mediana o media en un intervalo de tiempo previamente definido. En aplicaciones de contracciones dinámicas se han encontrado descensos en la frecuencia media instantánea (55,56). Por otro lado se han encontrado patrones de ascenso y descenso a la vez dentro de una misma contracción muscular (57). Con esto último se demuestra que la variabilidad de señal EMG está presente en contracciones dinámicas. Por lo tanto poder definir un índice de fatiga muscular dinámico aún es una tarea pendiente. En esta investigación se propone la creación de un fatigo-grama como una forma de describir el comportamiento de los coeficientes Wavelets durante un ejercicio fatigante, como lo es el Test de Wingate.

En el fatigo-grama propuesto (figura 47,54), se puede apreciar el comportamiento de intensidad de todos los coeficientes Wavelets para todo el ancho de banda (8-16Hz hasta 256-512 Hz) en relación al tiempo. Se puede observar, por ejemplo, que al inicio temporal de todas las contracciones muscular, en cada banda de frecuencia, los valores de las pendientes son de valores negativos en la primera mitad de la contracción para luego pasar en la segunda mitad del tiempo a valores positivos de la intensidad de los coeficientes Wavelets. La interpretación de este comportamiento puede tener variadas explicaciones. Por un lado el aumento de los valores de la pendiente podría reflejar una fase de recuperación de la intensidad de los coeficientes Wavelets en la segunda mitad de la contracción muscular. Esto tendría relación con la selección del segmento seleccionado para el análisis, que corresponde a la fase de frenado (90-180 grados). Por otro lado el valor de las pendientes son máximos en la bandas que se corresponden a los niveles más bajos de frecuencia, por ejemplo 16-32 y 32-64 Hz. Esto último como un fenómeno idéntico al que se aprecia en condiciones estáticas (5-9), pero que, sin embargo, los substratos de explicación son diferentes. Para la fatiga isométrica se asocia las cualidades

bioquímicas, sin embargo, en condiciones dinámicas de alta intensidad se le asocian además variables biomecánicas. Por lo anterior, tener acceso a este tipo de información aportaría un conocimiento complementario de como sería el comportamiento de un músculo en condiciones fatigantes de alta intensidad. Creemos que podría ser un inicio para establecer distintos fatigogramas para distintos músculos, distintos movimientos y distintos niveles de alcanzar la fatiga.

#### **14.0 Conclusiones:**

1. La banda 16-32 Hz es la que mejor correlación presenta con la potencia mecánica en los diferentes estadios y podría considerarse como trazador del comportamiento de este modelo.
2. Las bandas de frecuencias intermedias no presentan correlación con la potencia.
3. Los segundos tardíos presentan mejores correlaciones tanto en las potencias como en los deltas de potencia
4. Resulta interesante ver que la banda 32-64 Hz, que no presentaba correlación con las potencias, sí lo hace con los deltas de potencia, esto hace ver que se encuentra más afectada por las caídas en la potencia y, por lo tanto, puede ser un trazador de este comportamiento.
5. La aplicación de la Transformada Discreta de Wavelet (Daubechies 8) es una herramienta útil para monitorear la fatiga muscular en condiciones altamente no estacionarias.
6. En condiciones dinámicas los coeficientes Wavelets que mejor representan los procesos de fatiga se correlacionan con las bandas de baja frecuencia.

## **Bibliografia:**

- 1.- R. Neptune, and S. Kautz. Muscle activation and deactivation dynamics: the governing properties in fast cyclical human movement performance?. *Exerc. Sports. Sci. Rev.* 29 (2): 76-81, 2001.
- 2.- Benedetti M. Clinical View: Dynamic EMG. *IEEE Engineering in Medicine and Biology.* December 2001.(33-37).
- 3.- P. Komi Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics* 33 (2000) 1197 –1206.
- 4.- Moritani Tosió. Tetsuya Kimura, Taku Hamada, Narumi Nagai. Electrophysiology and kinesiology for health and disease. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15 (2005) 240–255.
- 5.- De Luca CJ. The use of the surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 1997;13:135–63.
- 6.- Models to Explain Fatigue during Prolonged Endurance Cycling. Chris R. Abbiss and Paul B. Laursen. *Sports Med* 2005; 35 (10): 865-898
- 7.- Enoka R, Gandevia Simon, Alan J. Mc Comas. Neural and Neuromuscular Aspect of Muscle Fatigue. *Muscle & Nerve supplement* 4, 1996.
- 8.- Enoka R.. Neural Strategies in the Control of Muscle Force. *Muscle & Nerve supplement* 5 1997.
- 9.- Enoka R. Mechanisms of muscle fatigue: central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 5 (3):141-149, 1995.
- 10.- P. Bonato, S. Roy, M. Knaflitz, and C. De Luca. Localized muscle fatigue in back muscles static vs dynamic contractions. 19th International Conference IEEE/EMBS Oct. 30 – Nov. 2, 1997 Chicago, IL USA. 1263-1266.
- 11.- N. Vøllestad. Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods* 74: 219-227, 1997.
- 12.- Dolan P, Adams MA. Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. *Journal of Biomechanics.* 1998; 31:713–21.

- 13.- M. Bilodeau, M. Cincera, S. Gervais, A.B. Arsenault, D. Gravel, Y.Lepage, P.McKinley, Changes in the electromyographic spectrum power distribution caused by a progressive increase in the force level, *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 71 (2-3) (1995) 113–123.
- 14.- M. Bilodeau, C. Goulet, S. Nadeau, A.B. Arsenault, D. Gravel, Comparison of the EMG power spectrum of the human soleus and gastrocnemius muscles, *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 68 (5) (1994) 395–401.
- 15.- Lindsröm, Lars, Roland Kadefors, and Ingemar Petersén. An electromyographic index for localized muscle fatigue. *J Applied. Physiol Respirat Environ. Exercise Physiol.* 43(4): 750-754, 1977.
- 16.- Farina D, Enrico Merlo, Marco Pozzo, Guglielmo Antonutto. Time-frequency and estimation of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during explosive dynamic contractions. *Journal of Neuroscience Methods* 142 (2005) 267-74.
- 17.- M. Cifrek, S. Tonkovic, and V. Medved. Measurement and analysis of surface myoelectric signals during fatigued cyclic dynamic contractions. *Measurement* 27: 85-92, 2000.
- 18.- Vollestad, N. K. Measurement of human muscle fatigue). *Measurement of human muscle fatigue*). *Journal of Neuroscience Methods* 74 (1997), 219-227.
- 19.- Biochemistry of exercise. Mark Hargreaves, Martin Thompson. *Human Kinetics.* 1998
- 20.- Polikar R. The Wavelet Tutorial  
<http://users.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTtutorial.html> , Marzo 2006.
- 21.- K. Englehart, B. Hudgins, P. Parker. Time-frequency based classification of the myoelectric signal: static vs. Dynamic contractions. 22<sup>nd</sup> annual EMBS International Conference, July 23-28, 2000, Chicago IL.
- 22.- Basmajian, J.V. and De Luca, C.J. *Muscles Alive.* Baltimore, MD: Williams & Wilkins, 1985.
- 23.- Burke B, *The World according to Wavelets, Second Edition.* A K Peters Natick, Massachusetts, 1998.
- 24.- J. Fang, G. C. Agarwal, and B. T. Shahani, "Decomposition of multiunit electromyographic signals," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, pp. 685–697, June 1999.
- 25.- MortenNielsen. Highly Nonstationary Wavelet Packets Applied and Computational Harmonic Analysis 12,209–229(2002).
- 26.- Cohen L, Posch TE. Positive time-frequency distribution functions. *IEEE Trans Acoust Speech Sign Proc* 1985;33:31–7.

- 27.-Wavelet Transforms. Introduction to theory and applications. Raghuverr M. Ajits Bopardikar. Addison-Wesley. 1998.
- 28.- [www.amara.com/current/wavelet.html](http://www.amara.com/current/wavelet.html).
- 29.- Nick D. Panagiotacopulos, Jae S. Lee, Malcolm H. Pope, Ken Friesen. Evaluation of EMG signals from rehabilitated patients with lower back pain using wavelets. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 8 (1998) 269–278.
- 30.- I. Hostens, J. Seghers, A. Spaepen, H. Ramon, Validation of the wavelet spectral estimation technique in biceps brachii and brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 14 (2004) 205–215.
- 31.- T. Kiryu , K. Takahashi, K. Ogawa. Multivariate analysis of muscular fatigue during bicycle ergometer exercise. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 40 (1997) 8: 665-672.
- 32.- S. Karlsson, J. Yu, M. Akay. Enhancement of spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using wavelets methods. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 46 (6): 670-683.
- 33.- E. Kellis. The effects of fatigue on the resultant joint moment, agonista and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 9: 191-199, 1999.
- 34.- K. Masuda, T. Masuda, T. Sadoyama, M. Iñaki, S. Katsuta. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguin contractions. *Journal of electromyography and Kinesiology* 9: 39-46.
- 35.- V. Von Tscharner. Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of spicified resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10: 433-445, 2000.
- 36.-S. Karlsson, J. Yu, and M. Akay. Time-frequency analysis of myoelectric signals during contractions: a comparative study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 47 (2): 228-238, 2000.
- 37.- Bonato P, Gagliati G, Knaflitz M. Time-frequency analysis of surface myoelectric signals recorded during dynamic contractions. *IEEE Eng Med Biol*.1996; 15:102–11.
- 38 Vinzenz von Tscharner, Beat Goepfert, Benno M. Nigg. Changes in EMG signals for the muscle tibialis anterior while running barefoot or with shoes resolved by non-linearly scaled wavelets. *Journal of Biomechanics* 36 (2003) 1169–1176.
- 39.- Letelier JC, Weber P, Spike Sorting Based on Discret Wavelet Transform Coefficients, *Journal of Neuroscience Methods* 101(2000), 93-106.

- 40.- Moritani, Toshio, Masuo Muro, Akira Nagata. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.* 60(4): 1179-1185, 1986.
- 41.- De Luca C. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 1984; 11 (4): 251-279.
- 42.- S.L. Pullman, D.S. Goodin, A.I. Marquinez; S. Tabbal, M. Rubin. Clinical utility of surface EMG. *Neurology*; 55:171–177, 2000.
- 43.- R. Merletti, L.R. Lo Conte, Surface EMG signal processing during isometric contractions, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 7 (4) (1997) 241–250.
- 44.- Roy S. H.; Kupa E.; De Luca CJ.; Kandarian S.; Gilmore E.; Biochemical and myoelectric events during fatigue (abstract) *Rehabilitations research and development service rehabilitations & progress reports Vol 34 pag.179 1997.*
- 45.- T. Ivanova, S. Garland and K. Miller. Motor unit recruitment and discharge behavior in movements and isometric contractions. *Muscle & Nerve* July 1997.
- 46.- Merletti R, LoConte LR. Advances in processing of surface myoelectric signal: Part 1. *Med Biol Engng Comp*1995;33:362–72.
- 47.- Lloyd, Andree J. Surface electromyographic during sustained isometric contractions. *J. Appl. Physiol.* 30(5): 713-719.1971.
- 48.- Gerdle B, Karlsson S, Crenshaw AG, Elert J, Friden J. The influence of muscle fiber proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions. *Eur J Appl Physiol* 2000;81:2–10.
- 49.- Kupa EJ, Roy SH, Kandarian SC, DeLuca CJ. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *Journal of Applied Physiology* 1995;79:23–32.
- 50.- Doud JR, Walsh JM. Muscle fatigue and muscle length interactions: effect on the EMG frequency components. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1995;35(6):319–31.
- 51.- Bonato P, Gagliati G, Knaflitz M. Time-frequency analysis of surface myoelectric signals recorded during dynamic contractions. *IEEE Eng Med Biol.*1996;15:102–11.
- 52.- Marcela Morvidone, Bruno Torresani. Time Scale Approach for Chirp Detection. *International Journal of Wavelets, Multiresolution and Information Processing* Vol. 1, No. 1 (2003) 19-49.

- 53.- M. Shinohara, M. Kouzaki, T. Yoshihisa, and T. Fukunaga. Mechanomyography of the human quadriceps muscle during incremental cycle ergometry. *Eur. J Appl Physiol* 76 (1997): 314-319.
- 54.- J.Potvin. Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contraction. *J. Appl. Physiol.* 82 (1): 144-151, 1997.
- 55.- T. Takaishi, Y. Yasuda, T. Ono, and T. Moritani. Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists. *Med. Sci. Sports Exerc.* 28(12): 1492-1497, 1996.
- 56.- Bonato P, Ming-Shun S, Cheng, Gonazalez Cueto. EMG- Based Measures of Fatigue During a Repetitive Squat Exercise. *IEEE Engineering in medicine and Biology.* November 2001.
- 57.- Bonato P, Roy SH, Knaflitz M, De Luca CJ. Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2001;48:745–53.
- 58.- Bonato P, Boissy P, Della Croce U, et al. Changes in the surface EMG signal and the biomechanics of motion during a repetitive lifting task. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2002;10:38–47.
- 59.- Karlsson S, Yu J, Akay M. Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *IEEE Trans Biomed Eng* 2000;47:228–38.
- 60.- Ebenbichler GR, Bonato P, Roy SH, et al. Reliability of time frequency EMG measurements during dynamic lifting. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34:1316–23.
- 61.- Boissy P, Bonato P, Roy SH, et al. Fatigue indices based on the EMG time frequency content of paraspinal muscles during dynamic cyclical lifting. Chicago 2000 World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering; Chicago (Illinois); July 23–28, 2000.
- 62.- M. Bilodeau, M. Cincera, S. Gervais, A.B. Arsenault, D. Gravel, Y.Lepage, P.McKinley, Changes in the electromyographic spectrum power distribution caused by a progressive increase in the force level, *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 71 (2-3) (1995)113–123.
- 63.- M. Bilodeau, C. Goulet, S. Nadeau, A.B. Arsenault, D. Gravel, Comparison of the EMG power spectrum of the human soleus and gastrocnemius muscles, *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 68 (5) (1994) 395–401.
- 64.- Lindsrtröm, Lars, Roland Kadefors, and Ingemar Petersén. An electromyographic index for localized muscle fatigue. *J Appl. Physiol.: Respirat Environ. Exercise Physiol.* 43(4): 750-754, 1977.

- 65.-Moritani, Toshio, Masuo Muro, and Akira Nagata. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.* 60(4): 1179-1185, 1986.
- 66.-Lloyd, Andree J. Surface electromyographic during sustained isometric contractions. *J. Appl. Physiol.* 30(5): 713-719.1971.
- 67.- Hägg, Göran M. Interpretations of EMG spectral alteracions and alterations indexes at sustained contraction. *J. Appl. Physiol.* 73(4): 1211-1217, 1992.
- 68.- Cohen L, Posch TE. Positive time-frequency distribution functions. *IEEE Trans Acoust Speech Sign Proc* 1985; 33:31-7.
- 69.- Bonato P, Erim Z, Roy SH, et al. Comparison of time-frequency based techniques for estimating instantaneous frequency parameters of nonstationary processes. *Advanced SignalProcessing Algorithms Architectures andImplementations SPIE*; 1999;625-36.
- 70.- S. Karlsson, B. Gerdle, Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque—a study using the continuous wavelet transform, *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 11 (2) (2001) 131-140.
- 71.- Conforto S, Alessio TD, Pignatelli S. Optimal rejection of movement artefacts from myoelectric signals by means of a wavelet filtering procedure. *J Electromyogr Kinesiol* 1999;9:47-57.
- 72.- V. Von Tscharner, Time-frequency and principal-component methods for the analysis of EMGs recorded during a mildly fatiguing exercise on a cycle ergometer. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 12 (6) (2002) 479-492.
- 73.- J.M. Wakeling, S.A. Pascual, B.M. Nigg, V. von Tscharner, Surface EMG shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained sub-maximal exercise, *Eur. J. Appl. Physiol.* 86 (2001) 40-47.
- 74.- J.M. Wakeling, M. Kaya, G.K. Temple, I.A. Johnston, W. Herzog, Determining patterns of motor recruitment during locomotion, *J. Exp. Biol.* 205 (3) (2002) 359-369.
- 75.- Mark D. Ricard, Patrick Hills-Meyer , Michael G. Miller, Timothy J. Michael  
The effect of Bicycle Frame Geometry on Muscle Activation and Power During a Wingate Anaerobic Test. *Journal of Sports Science and Medicine* (2006) 5, 25-32
- 76.- Herzog W. Force-sharing among synergistic muscles: theoretical considerations and experimental approaches. *Exerc Sport Sci Rev* 1996;24:173-202.
- 77.- Dario Farina, Andrea Macaluso. Effect of power, pedal rate, and force on average muscle fiber conduction velocity during cycling. *Journal of Applied Physiology* 97:2035-2041, 2004.

- 78.- Merletti. R, Parker P. *Electromyography, Physiology, Engineering, and Non invasive Applications*. IEEE Press Series in Biomedical Engineering.
- 79.- DT Maclsaac, Parker RN Scott. *Influences of Dynamic Factors on Myoelectrical Parameters*. November 2001. IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY.
- 80.- Tadashi Masuda, Tomohiro Kizuka, Jin Yong Zhe, Hiroshi Yamada, Kenji Saitou, Tsugutake Sadoyama and Morihiko Okada. *Influence of contraction force and speed on muscle fiber conduction velocity during dynamic voluntary exercise* Pages 85-94. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 11 (2001) 85–94.
- 81.- *Atlas de electromiografía de superficie*. SENIAM.2002.
- 82.- Raymond C.H, Joseph K.-F.Ng. Gabriel Y.F. *Muscle recruitment pattern in cycling: a review*. *Physical Teraphy in Sport*. 2005, vol 6, 89-96.
- 83.- Farina D. Merletti R. Nazzaro M. *Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles*. November 2001. IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY.
- 84.- Balestra G. Frassinelli S. Knaflitz. *Time-Frequency Analysis of Surface Myoelectric Signal During Athletic Movement*. November 2001. IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY.
- 85.- Kumar Kant. Nemuel D. Bradley A. *Wavelet Analysis of Surface Electromyography to Determine Muscle Fatigue*. IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSYEMS AND REHABILITATION ENGINEERING. Vol 11, Number 4, December 2003.
- 86.- Maclsaac D, Parker P, Scott. R. *The Short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions*. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 11 (2001) 439-49.
- 87.- Merlo E. Pozzo M. Farina D. Merletti R. *Time-frequency analysis and estimations of muscle fiber conduction velocity from surface EMG siganls during explosive dynamic contractions*. *Journal of Neuroscience Methods* 142(2005), 267-274.
- 88.- Hunter A. Gibson A. Lambert M. Noakes T. *Effects of supramaximal exercise on the electromyography signal*. *Br J Sport Med* 2003; 37;296-99.
- 89.- Sharon P. Housh T. Weir J. *Mean power frequency and amplitude of the mechanomyographic and electromyographic signal during incremental cycle ergometry*. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 11 (2001) 299-305.