



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Ingeniería
Campus Aeropuerto



Dispositivo regulador del tremor parkinsoniano mediante el análisis y la evaluación de señales mioeléctricas

TESIS

Que como parte de los requisitos para obtener el título de Ingeniero Biomédico línea terminal en Bioseñales y Bioinstrumentación.

Presenta:

Salvador Agustín Vázquez Aguilera

Dirigida por:

Dr. Juan Pablo Amézquita Sánchez

Dr. Carlos Andrés Pérez Ramírez

Querétaro, Querétaro, Junio 2020



Universidad Autónoma de Querétaro



Facultad de Ingeniería

Ingeniería Biomédica

“Dispositivo regulador del tremor parkinsoniano mediante el análisis y la evaluación de señales mioeléctricas”

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el título de Ingeniero Biomédico.

Presenta:

Salvador Agustín Vázquez Aguilera

Dirigido por:

Dr. Juan Pablo Amézquita Sánchez
Dr. Carlos Andrés Pérez Ramírez

Dr. Juan Pablo Amézquita Sánchez
Presidente

Firma

Dr. Carlos Andrés Pérez Ramírez
Secretario

Firma

M. en C. Germán González Pérez
Vocal

Firma

Dra. Aurora Femat Díaz
Suplente

Firma

Centro Universitario
Querétaro, Qro.
Junio 2020

RESUMEN

La enfermedad de Parkinson (EP) es un mal crónico-degenerativo para la cual no existe una cura. Actualmente, la EP ocupa el segundo lugar en frecuencia de padecimientos neurológicos crónicos en el estado de Querétaro, afectando a más de 1200 Queretanos mayores a 50 años, número que ha ido incrementando considerablemente año con año. La presente tesis propone una metodología que analiza señales de electromiografía (EMG) en los principales músculos involucrados con el tremor parkinsoniano (TP) de pacientes con EP utilizando filtros digitales, transformada Hilbert (HT) y el método de clasificación de múltiples señales (MUSIC) logrando aislar e invertir la señal correspondiente al TP.

Las señales pertenecen a un banco de datos de 100 señales EMG de los músculos bíceps braquial (BB) y supinador corto (SC) de pacientes con diagnóstico clínico de EP. Las señales son filtradas mediante un filtro IIR con frecuencia de corte de 3 a 7 Hz. A la señal filtrada se le aplica MUSIC en intervalos de .1 segundos con el objeto de obtener frecuencias instantáneas y realizar una evaluación de la señal EMG. Esta señal es re-filtrada con base en la media de las frecuencias instantáneas de la señal obteniendo una señal del TP libre de ruido. Finalmente es aplicada HT para obtener valores instantáneos de amplitud permitiendo invertir la señal de manera instantánea.

Palabras clave: Procesamiento de bioseñales, EMG, Enfermedad de Parkinson, tremor parkinsoniano, Fourier, MUSIC, Filtros IIR, Transformada Hilbert

DEDICATORIA

A mis Padres, quienes con su cariño y esfuerzo me han brindado apoyo incondicional durante toda mi formación profesional y quienes me han permitido llegar a cumplir hoy un sueño más, alentándome día a día a ser mejor persona con su ejemplo. A mi padre, Salvador Vázquez principalmente por ser mi ejemplo a seguir y quien con sabiduría compartió conmigo parte de su conocimiento inculcando en mi la curiosidad y ganas de seguir aprendiendo día a día y se preocupó porque no me faltara nada y pudiera concentrarme en mis estudios. A mi madre, Carmen Aguilera, quien me brindó apoyo moral y me guió en cada una de mis decisiones apoyándome a no perder el rumbo y mantener mi objetivo claro, quien nunca dudo de mis capacidades y nunca me dejó solo.

A mi abuela, Teresa Rodríguez, quien cuando mis padres no estuvieron presentes fue quien vio por mí, puedo decir con seguridad que además de ser mi abuela es mi segunda madre; los valores y aportes que ha realizado para mi vida son invaluable y gracias a sus enseñanzas hoy puedo decir que soy un profesionalista.

A mis hermanas, Gabriela y Victoria Vázquez con quienes conviví durante mi etapa universitaria y quienes con su ejemplo y consejos logré culminar sin darme por vencido.

A mis amigos que están y a los que ya no, quienes siempre confiaron en mí recordándome que era capaz de lograr mis objetivos y me apoyaron en todos y cada uno de mis proyectos, en especial a Cynthia quien mantuvo su apoyo incondicional en mis victorias y en mis derrotas.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco principalmente a Dios por brindarme salud y por permitirme concluir esta etapa de mi vida y volverme un profesionalista.

A mi mamá, porque nunca dudaste de mí y fuiste quien siempre confió en mí y en mis decisiones apoyándome incondicionalmente y porque nunca escatimaste en amor y siempre has buscado lo mejor para mí. Gracias por corregirme y buscar hacerme una persona de bien. Te amo mamá.

A mi papá, por el apoyo económico que me brindaste durante toda mi formación, y porque con tu ejemplo y sabiduría me enseñaste a ser quien soy y nunca me dejaste darme por vencido. Todos mis éxitos son por y para ti, papá.

A Gaby, Vicky y Daniel, les doy las gracias por su ejemplo y por brindarme apoyo durante toda mi formación universitaria alentándome a ser mejor persona. Gracias por los regaños y consejos que me brindan para ser un mejor profesionalista. Los quiero.

A todos mis familiares que estuvieron al pendiente de mí y me brindaron palabras de aliento, en especial a mi tía Laura, porque gracias a tu apoyo en todos mis proyectos de investigación he logrado buenos resultados y con tus regaños y consejos me ha permitido no perder el rumbo de lo que quiero y puedo obtener.

A todos mis amigos, en especial a Cesar, Mau, Caracheo, Cynthia, Louis y Chucho. Ya que con ustedes compartí momentos increíblemente divertidos volviendo mi experiencia universitaria inolvidable y siempre me brindaron apoyo en mi formación y nunca me dejaron darme por vencido.

A todos mis compañeros, por la convivencia que logramos tener a lo largo de nuestra formación profesional, agradezco su apoyo y por brindar solidaridad entre nosotros apoyándonos unos con otros cuando lo necesitábamos.

A todas las personas que conocí durante mi educación profesional, por estar ahí y apoyarme en mi formación, les agradezco por escuchar mis objetivos y metas, por motivarme a ser una mejor persona y por el apoyo que me brindaron.

A las personas que me ayudaron a contactar a personas con EP y a los pacientes, que de manera voluntaria me permitieron realizar la adquisición de señales volviendo posible realizar mi trabajo de tesis.

A la Universidad Autónoma de Querétaro por educarme en la verdad y en el honor inculcando en mí el ingenio para crear, no para destruir.

Agradezco a todos mis docentes, por compartir conmigo su conocimiento y por su paciencia, de los que me llevo experiencias muy gratas tanto dentro como fuera del aula, en especial a:

A mi director de Tesis el Dr. Juan Pablo Amezcua Sánchez, quien me compartió un poco de su conocimiento y por su pasión por enseñar. Por brindarnos a sus alumnos la mejor atención. Le agradezco que con su experiencia y conocimiento me orientara para la culminación de mi proyecto de tesis siempre estando pendiente de mi trabajo de tesis.

A mi docente y amigo, German González, le doy las gracias Doctor, por despertar en mí esa pasión por la investigación y el desarrollo tecnológico; su apoyo y experiencia generaron en mi la motivación y el amor por la carrera de ingeniería biomédica.

Al Dr. Carlos Pérez, por su gran apoyo tanto dentro como fuera del aula, gracias por los consejos y por siempre estar presente para resolver mis dudas a pesar de que estas fueran de otras asignaturas, gracias Doctor.

A la Dra Aurora Femat, por el apoyo que me brindó durante las asignaturas que tomé con usted, porque siempre demostró interés en temas de desarrollo personal y por las enseñanzas que me llevo de usted en temas tanto académicos como personales.

Al maestro Arturo Hernández, ya que pesar de haber convivido muy poco con usted me llevo experiencias muy gratas, por el apoyo que me brindó durante el desarrollo de mis proyectos de investigación motivándome cada vez a ser mejor alumno.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	III
DEDICATORIA	IV
AGRADECIMIENTOS	V
ÍNDICE GENERAL	VII
ÍNDICE DE FIGURAS	IX
ÍNDICE DE TABLAS	XI

CAPÍTULO I

1.1 Introducción.....	2
1.2 Antecedentes	2
1.3 Descripción del problema	5
1.4 Justificación.....	5
1.5 Hipótesis y Objetivos.....	6
1.5.1 Hipótesis.....	6
1.5.2 Objetivo general	6
1.5.3 Objetivos particulares	7
1.6 Planteamiento general	7

CAPÍTULO II

2.1 Revisión de la literatura.....	10
2.2 Tremor	10
2.3 Aparato de prono-supinación	11
2.4 Señales EMG.....	13
2.5 Procesamiento de señales.....	16
2.5.1 MATLAB	16
2.5.2 Transformada de Fourier	17
2.5.3 Método de clasificación de múltiples señales	18
2.5.4 Transformada Hilbert.....	18
2.5.5 Filtros digitales.....	20
2.6 Amplificadores operacionales	25
2.7 Electroestimulador muscular	29

CAPÍTULO III

3.1 Metodología	32
-----------------------	----

3.2 Sistemas	34
3.2.1 Sistema para la medición de la señal EMG.....	34
3.2.2 Sistema de envío de datos.....	37
3.3 Material	37
3.4 Procesamiento de señal.....	38

CAPÍTULO IV

4.1 Puesta de experimento	47
4.2 Resultados	49
4.3 Discusión de resultados	56

CAPITULO V

5.1 Conclusiones	60
5.2 Prospectivas	61

REFERENCIAS

Referencias bibliográficas	63
----------------------------------	----

ANEXOS

Anexo 1.1 Carta de consentimiento informado.....	69
Anexo 1.2 Carta de confidencialidad.....	70
Anexo 1.3 Frecuencias estimadas de la prueba 1 de cada paciente en función del tiempo a través de MUSIC corta	71

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Planteamiento general	7
Figura 2.1. Músculos encargados de la prono-supinación del miembro superior (a) Músculos encargados de la supinación (BB y SC) y (b) Músculos encargados de la pronación (PC y PR)	13
Figura 2.2. Parche para la medición de señales EMG	15
Figura 2.3. Sensor EMG superficial, modelo myoware de la empresa advanced technologies.	16
Figura 2.4. (a) Señal en tiempo y (b) señal en el dominio de la frecuencia estimada por la FFT.	17
Figura 2.5. Bandas de un filtro digital en un filtrado ideal	20
Figura 2.6. Filtros digitales de acuerdo con su función. (a) pasa bajas, (b) pasa altas, (c) pasa bandas, (d) rechaza bandas	22
Figura 2.7. Comportamiento de decibeles en función de frecuencia de los diferentes algoritmos para filtrado digital. En azul se observa filtro butterworth, en rojo filtro Chebyshev, amarillo Chebyshev inverso y en morado elíptico	24
Figura 2.8. Estructura esquemática de un amplificador de instrumentación	26
Figura 2.9. Estructura esquemática de un amplificador integrador	26
Figura 2.10. Estructura esquemática de un amplificador no inversor	27
Figura 2.11. Circuito amplificador operacional inversor	28
Figura 2.12. Amplificador operacional seguidor	28
Figura 2.13 Ejemplo de electro estimulador muscular de pulso marca ET EASYTAO	30
Figura 3.1. Diagrama esquemático de la metodología de investigación	32
Figura 3.2. Sensor Myoware muscle sensor colocado en un musculo del antebrazo	36
Figura 3.3. Electrodo superficial para EMG marca COVIDEN modelo ADA277	36
Figura 3.4. Tarjeta National Instruments serie M modelo NI-USB 6211	37
Figura 3.5. (a) Señal sintética correspondiente al musculo BB. (b) señal sintética correspondiente al musculo SC	39

Figura 3.6. Señal sintética filtrada correspondiente (a) al musculo BB y (b) al musculo SC	40
Figura 3.7. Frecuencias estimadas por la transformada MUSIC en función del tiempo para el musculo (a) BB y (b) SC	41
Figura 3.8. Señales filtradas a partir de las frecuencias identificadas por la transformada MUSIC para el musculo (a) BB y el (b) SC	42
Figura 3.9. Señal invertida calculada a través de TH (azul) y señal filtrada (roja) para el musculo (a) BB (b) SC.	43
Figura 3.10. FFT de señal sintética correspondiente al TP y señal inversa de (a) BB y (b) SC.	44
Figura 3.11 En rojo FFT de señal sintética correspondiente al TP y en azul FFT de señal inversa de (a) BB y (b) SC.	45
Figura 4.1 Puesta a experimento	47
Figura 4.2 Puesta a experimentación. Adquisición de datos	48
Figura 4.3 Posición anatómica para adquisición de datos	49
Figura 4.4 Señal adquirida de los músculos (a) BB y (b) SC.	50
Figura 4.5 Señal filtrada en la región de 3 a 7 Hz para los músculos (a) BB y (b) SC.	51
Figura 4.6 Frecuencias instantáneas estimadas a partir de la transformada corta de MUSIC para el paciente 1 de los músculos (a) BB y (b) SC.	52
Figura 4.7 Señales filtradas a una distancia de ± 1.5 Hz de la frecuencia identificada por la transformada MUSIC para los músculos (a) BB y (b) SC.	54
Figura 4.8 Señal invertida a través de la amplitud instantánea obtenida con transformada de Hilbert de los músculos (a) BB y (b) SC	55
Figura 4.9 Espectro de Fourier de las señales invertidas para los músculos (a) BB y (b) SC	56

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 4.1 Frecuencias estimadas para los diferentes pacientes y pruebas realiza.

53

Dirección General de Bibliotecas UAQ

CAPÍTULO I

Introducción

Dirección General de Bibliotecas UAQ

1.1 INTRODUCCIÓN

La enfermedad de Parkinson (EP) fue descrita por primera vez en 1817 por James Parkinson (Drucker, 2011). En su definición formal, se sabe que es un trastorno crónico-degenerativo asociado con el daño a la sección del cerebro encargada de la movilidad. Una de las consecuencias de la EP es la pérdida de neuronas dopaminérgicas en la sustancia negra causando un mal funcionamiento de la movilidad y la muerte neuronal. Actualmente, esta enfermedad afecta a más de 5 millones de personas en el mundo estimándose que para el 2030 serán casi 10.5 millones de personas quienes se encontraran padeciendo esta enfermedad (Peñas, 2015); dicha enfermedad es más frecuente en adultos mayores a 60 años, sin embargo, existen casos de aparición temprana entre los 20 y 40 años.

En gran parte, la causa de la EP sigue siendo desconocida, aunque dado que la condición se presenta más frecuente en personas mayores, se cree que la misma está asociada con factores genéticos y ambientales. Como se mencionó anteriormente, esta enfermedad afecta directamente la motricidad de los pacientes ya que sus principales síntomas son la bradicinesia (lentitud al realizar movimientos voluntarios), la rigidez muscular, la inestabilidad postural y los temores (movimientos rítmicos e involuntarios que puede afectar varias partes del cuerpo, principalmente las extremidades), siendo este último el síntoma más común de la EP (Ojeda López, 2009). Por estas razones, es de vital importancia el desarrollo de un sistema capaz de identificar con precisión la frecuencia del movimiento involuntario para posteriormente tener la posibilidad de generar una señal que pueda aminorarlo.

1.2 ANTECEDENTES

En las últimas dos décadas, la detección, la cuantificación y la determinación de la componente o componentes frecuenciales, asociadas a los temblores o temores, han sido objeto de varios estudios tanto a nivel internacional como nacional. Por ejemplo, a nivel internacional, Mansur et al. (2007) combinó la transformada de Fourier, la transformada Wigner-Ville y la dimensión fractal para

estimar la frecuencia del temblor. Los autores realizaron una revisión de los métodos más utilizados para la medición y el análisis del temblor. Salarian et al. (2007) fusionaron filtros digitales de respuesta infinita al impulso ó IIR y modelos autorregresivos para estimar el temblor parkinsoniano usando señales provenientes de giroscopios. Los autores mencionan que cuando la frecuencia del temblor se encuentra dentro del intervalo de 3 a 7 Hz se considera un temblor parkinsoniano. Rigas et al. (2012) emplearon filtros digitales, indicador energía y entropía para discriminar el temblor parkinsoniano de otro tipo de temblor, empleando las señales de acelerómetros. Después de evaluar los datos de la muestra estudiada, díjase 23 sujetos entre los que había pacientes con EP y pacientes de control, los autores lograron verificar que su método era capaz de diferenciarlos correctamente. Godínez et al. (2017) evaluaron el movimiento de pacientes con EP a través de la desviación estándar de la densidad espectral de potencia, utilizando la entropía aproximada y la dimensión fractal empleando señales de aceleración, cuantificando el movimiento provocado por el TP.

Con respecto a trabajos nacionales, Vázquez et al. (2017) emplearon la transformada de Fourier para estimar el TP utilizando las señales de un acelerómetro de tres ejes. Los resultados obtenidos permiten comprobar que con ayuda de acelerómetros digitales es posible cuantificar y evaluar el TP, y con ayuda de filtros digitales es posible aislar la frecuencia correspondiente al TP. Por su parte, Bravo et al. (2017) realizaron una diferenciación entre el temblor esencial y el TP mediante análisis de señales provenientes de acelerómetros utilizando parámetros estadísticos como la desviación estándar y la densidad espectral de potencia, evaluando la regularidad de las señales con la entropía aproximada y la dimensión fractal. Comprobaron que el TP disminuye durante la acción y la complejidad de las señales de aceleración aumenta durante la misma.

Es importante mencionar que las metodologías presentadas tanto a nivel internacional como a nivel nacional hacen uso de señales provenientes de acelerómetros con el fin de estimar el TP; sin embargo, otra alternativa sería evaluar las señales mioeléctricas, las cuales están relacionadas directamente con la

actividad eléctrica muscular causante del TP (Vázquez et al., 2018). Además, el investigar otras técnicas de procesamiento avanzadas tales como la transformada de clasificación múltiple de señales y la transformada Hilbert, entre otras, permitiría una estimación más acertada de la frecuencia de movimiento o TP. Esto debido a que las técnicas mencionadas se caracterizan por su adaptabilidad, volviéndolas aptas para el procesamiento de bioseñales.

A nivel local, dentro de la Universidad Autónoma de Querétaro (UAQ), se han realizado diversas investigaciones que involucran el análisis y evaluación de señales de electromiografía (EMG). Por ejemplo, Castro (2011) propuso un sistema mecánico del dedo índice, con características biomiméticas tratando de imitar la apariencia y funcionalidad del dedo, utilizando un sistema multi-articulado basado en el procesamiento de señales EMG; estas señales son analizadas para identificar su potencial de acción positivo y negativo de la señal, mientras que los potenciales son recibidos por un controlador/actuador para generar el movimiento articulado. Por su parte, Díaz (2012) elaboró un sistema de clasificación de las letras del alfabeto de señas a través del análisis de señales EMG del miembro superior, sistema que se basó en la extracción de características en funciones de tiempo, tales como: el valor medio absoluto, cruces por cero, cambio de pendiente, longitud de onda, varianza y valor medio absoluto. Y en funciones de frecuencia tales como: la potencia promedio, la potencia máxima y la frecuencia de la máxima potencia. Las características obtenidas se ingresaron en una red neuronal de clasificación obteniendo una eficacia del 80%.

De acuerdo con los trabajos de tesis realizadas en la UAQ, se observa que se han trabajado en diferentes métodos; sin embargo, la estimación del TP por medio del análisis de señales EMG aún no se han generado trabajos de tesis enfocados en este tema. Por lo tanto, esta tesis sentará algunas bases para la detección y evaluación certera del TP y la regulación del mismo.

1.3 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

El presente proyecto busca investigar una opción práctica y eficiente para la evaluación del TP que no sea invasiva, que sea de bajo costo y que permita la disminución del mismo a la mayoría de las personas que padecen esta enfermedad. Por esta razón, el uso y análisis de las señales EMG es una opción viable, sin embargo, la principal dificultad que se enfrenta al hacer el análisis de este tipo de señales es que son pequeñas, en el orden de los mV, y al ser señales EMG superficiales éstas se vuelven altamente ruidosas y muestran comportamiento no estacionario, generando un reto para poder extraer la información frecuencial con la precisión que se requiere. A diferencia de los estudios que emplean señales de aceleración, como los mencionados anteriormente, las señales EMG contienen información correspondiente a los movimientos musculares, por tanto, una investigación de esta naturaleza se convierte en un estudio posiblemente óptimo para realizar la evaluación de los movimientos involuntarios causados por la EP. Asimismo, dado que la mayoría de los sensores de aceleración tienen problemas para monitorear frecuencias bajas como las del TP, las señales EMG se pueden utilizar para monitorear dichas frecuencias (Moreno et al 2018). El TP es uno de los síntomas más notorios de la enfermedad de Parkinson dado que su detección se basa en la valoración subjetiva de los síntomas presentados, a menudo el diagnóstico del temblor suele ser erróneo, principalmente debido a que las frecuencias en la que se presentan los temblores suelen ser muy similares en todo tipo de patologías (Rodríguez & Amaya, 2009).

1.4 JUSTIFICACIÓN

El Parkinson es una enfermedad que ocupa el tercer lugar en frecuencia de los padecimientos neurológicos a nivel mundial y el segundo lugar en el estado de Querétaro afectando a más de 1200 queretanos mayores a 50 años, mismo número que se ha incrementado considerablemente año con año. En México, la incidencia de esta enfermedad es de 50 de cada 100 mil habitantes según el Instituto Nacional de Neurología y neurociencias (Diario de Querétaro ,2019). Al momento no existe una cura para esta enfermedad debido a que es una enfermedad multifactorial; sin

embargo, existen ciertos tratamientos farmacéuticos para la EP que se centran en mejorar los síntomas y prolongar la autonomía de las personas que padecen esta enfermedad (Mayo clinic, 2019). En la actualidad existe un tratamiento que se utiliza para controlar los temores causados por dicha enfermedad conocido como electro estimulación cerebral profunda; sin embargo, este tratamiento es altamente invasivo y se implanta mediante un procedimiento quirúrgico, dicho dispositivo tiene un costo aproximado de 18 000 euros, aproximadamente 400,000 MXN, sin gastos de cirugía. (Sacchettoni, et al 2009). Asimismo, el TP es una de las principales causas de la pérdida de autonomía de los pacientes con EP. Por esta razón la justificación principal de este trabajo de tesis se centrará en el desarrollo de un sistema capaz de evaluar e identificar la frecuencia y amplitud del TP, mismo sistema que pueda ser utilizado como auxiliar de diagnóstico y capaz de regular el TP. Su uso, a diferencia de los dispositivos existentes en el mercado no requeriría procedimiento quirúrgico, regresándole la autonomía al paciente de manera no invasiva.

1.5 HIPOTESIS Y OBJETIVOS

1.5.1 HIPOTESIS

Mediante la evaluación de las señales mioeléctricas correspondientes a los músculos bíceps braquial (BB) y supinador corto (SC), utilizando técnicas de procesamiento de señales tales como filtros digitales y el uso de la transformada Hilbert (HT) así como el método de clasificación de múltiples señales (MUSIC) es posible identificar la frecuencia y la amplitud asociadas al TP. El uso de estas técnicas permite diseñar un algoritmo que genere una señal inversa al TP con el fin de regularlo.

1.5.2 OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un sistema basado en procesamiento avanzado de señales tales como filtros digitales, HT y MUSIC que sea capaz de estimar y generar la frecuencia instantánea del tremor parkinsoniano a través del análisis de señales EMG de los músculos BB Y SC.

1.5.3 OBJETIVOS PARTICULARES

1. Desarrollar un sistema capaz de medir y adquirir señales EMG a través de una tarjeta de National Instruments serie M modelo NI-USB 6211 usando el software MATLAB y biopotenciales.
2. Adquirir las señales EMG de los músculos BB y SC de pacientes con diagnóstico clínico de EP usando biopotenciales para su posterior entendimiento y análisis.
3. Programar la transformada MUSIC y Hilbert, así como filtros digitales haciendo uso del software MATLAB para analizar las señales EMG adquiridas en el objetivo 2 para estimar de manera precisa las características frecuenciales de los TP.
4. Realizar un análisis estadístico y una comparación entre los diferentes procesamientos aplicados a las señales para evaluar que las características sean las correctas.

1.6 PLANTEAMIENTO GENERAL

La Figura 1.1 muestra el planteamiento general de este trabajo de tesis, el cual se divide en tres etapas principales descritas a continuación:



Figura 1.1. Planteamiento general.

- **Paso 1: Adquisición de señales mioeléctricas.** Primeramente, las señales EMG de pacientes con diagnóstico clínico de EP son adquiridas para ser empleadas en el presente trabajo de investigación. Las señales se obtendrán con la participación voluntaria de los pacientes y darán su consentimiento

informado por escrito. La adquisición de la señal EMG consiste en colocar 2 sensores de señales mioeléctricas superficiales y no invasivos en los músculos BB y SC de manera postural. Los electrodos que se utilizarán serán desechables y se cambiarán en cada prueba realizada a los pacientes.

- **Paso 2: Procesamiento digital de la señal.** Una vez medidas las señales EMG, estas se procesan con diferentes técnicas de procesamiento avanzado tales como el filtrado digital, HT y MUSIC, para evaluar el TP y determinar sus características frecuenciales.
- **Paso 3: Generación de la señal.** Finalmente, una vez que las características instantáneas del TP (frecuencia y amplitud), son obtenidas se procede a invertir la señal con base en HT de manera instantánea.

CAPÍTULO II

Revisión de literatura

2.1 REVISIÓN DE LA LITERATURA

En el presente capítulo se describen los principales fundamentos teóricos consultados que sustentan la aplicación de cada uno de los puntos de la metodología propuesta. Se abordan temas referentes a la sintomatología de la EP y la clasificación de los temores, así como fundamentos teóricos anatómicos de los músculos involucrados con el TP. Se describen las señales provenientes de los músculos y su interpretación; por otra parte se describen las técnicas computacionales para el procesamiento de las señales y los algoritmos de clasificación y la instrumentación propuesta.

2.2 TREMOR

Un temor es definido como un movimiento rítmico e involuntario que puede afectar varias partes del cuerpo, principalmente las extremidades, siendo éste el movimiento anormal con mayor frecuencia en humanos (Fernández, 2000). Actualmente, se han logrado identificar cinco tipos de temores: postural, en reposo, en acción, cinético e isométrico. El temor en reposo y postural se caracterizan por la activación involuntaria del músculo esquelético, siendo el primero producido cuando una o varias partes del cuerpo se encuentran apoyadas; el segundo temor o postural se presenta al intentar sostener una extremidad sin realizar algún movimiento voluntario; el temor cinético, isométrico y de acción ocurren durante acciones que requieren de precisión durante la acción. El temor cinético se presenta al realizar un movimiento voluntario, por ejemplo, el escribir. El temor isométrico se presenta durante una contracción muscular que requiere de la aplicación de fuerza contra un objeto rígido. Finalmente, el temor en acción ocurre durante cualquier contracción voluntaria, pudiendo ser una combinación de los anteriores (Rodríguez, 2009).

En particular, el TP, se conoce como un temor postural y en reposo que disminuye con la acción (Ojeda et al., 2009). Este temor es el principal síntoma de la EP; como se mencionó anteriormente, dicho temor es acompañado de bradicinesia y rigidez, y tiene un inicio unilateral afectando principalmente las

extremidades y en algunos casos la mandíbula. El tremor de Parkinson se presenta en trayectoria de pronosupinación con frecuencia lenta que oscila entre los 3 y 7 Hz (Ojeda et al., 2009), la cual debe ser estimada de manera exacta con el fin de poder generar un sistema que pueda ser capaz de minimizarla. A medida que la enfermedad va avanzando el tremor se vuelve bilateral, afectando ambas extremidades o una extremidad distinta.

2.3 APARATO DE PRONO-SUPINACIÓN

El aparato de pronosupinación es definido como el conjunto de músculos, huesos y articulaciones que se encargan de la pronosupinación del miembro superior, trayectoria en la que se presenta el TP. Esta trayectoria se describe como la transición del movimiento de pronación a supinación o viceversa, ambos consisten en una rotación parcial del radio sobre el cubito, ya sea en sentido medial a lateral (Supinación) o en sentido lateral a medial (Pronación). Este movimiento puede alcanzar una amplitud de 360°, donde se debe pasar la supinación forzada hasta la pronación forzada. Durante la pronosupinación forzada existe la intervención de articulaciones del hombro, y durante la verdadera pronosupinación el movimiento oscila entre los 113° y los 151°, según la posición del codo. (Latarjet et al, 2011)

Los músculos involucrados en el movimiento de pronosupinación se clasifican con base en su acción en pronadores y supinadores. Los músculos supinadores son: Supinador corto (SC), Bíceps braquial (BB) y Supinador Largo o Braquiorradial (BR); este último no se considera como supinador debido a que su principal acción es la flexión del antebrazo a la altura del codo, sirviendo como apoyo durante la supinación (ver Figura 2.1a). Por otra parte, los músculos pronadores son: Pronador redondo (PR) y Pronador cuadrado (PC) como se puede ver en la Figura 2.1b. La función, ubicación e inervación de los músculos anteriormente mencionados se describen a continuación (Latarjet et al, 2011):

- a) **Supinador corto.** El supinador corto se encuentra ubicado en la región latero-superior del antebrazo; su cuerpo muscular se compone de dos planos

en diferente dirección, la lámina superficial que es extendida desde el humero al cúbito, y la lámina profunda que es extendida del cubito al radio. Su inervación es proveniente del ramo profundo del nervio radial y durante su contracción hace girar el radio sobre el cubito de medial a lateral asegurando la supinación.

- b) Bíceps braquial.** El músculo bíceps braquial es inervado por el nervio musculocutáneo y es compuesto de dos porciones: lateral y medial. Por esta razón el musculo BB presenta dos principales acciones: la flexión del antebrazo, y asegura la supinación si el antebrazo se encuentra en pronación, siendo eficaz cuando el brazo está en semiflexión.
- c) Pronador redondo.** El músculo pronador redondo se encuentra en la región anterior del antebrazo y se extiende desde el cúbito hasta la diáfisis radial; situado en la parte superior y media del antebrazo, es un músculo profundo que da potencia al movimiento de pronación el cual es inervado por el nervio mediano; este musculo se activa durante los movimientos lentos que requieren fuerza y ayuda a la flexión del antebrazo.
- d) Pronador cuadrado.** Es un músculo aplanado y profundo, se encuentra en la parte antero-inferior del antebrazo y se inserta en la parte anterior del radio y el borde anterior del cúbito; al igual que el PR es inervado por el nervio interóseo anterior, ramo del nervio mediano. Su principal acción es llevar el radio adelante y en sentido medial asegurando la pronación, siendo activo durante la pronación.

Los músculos supinadores son superficiales y actúan sobre un segmento óseo más corto, asegurando el movimiento, lo que los convierte en una buena opción para realizar estudios de electromiografía no invasiva y en este caso la estimación de la frecuencia del TP.

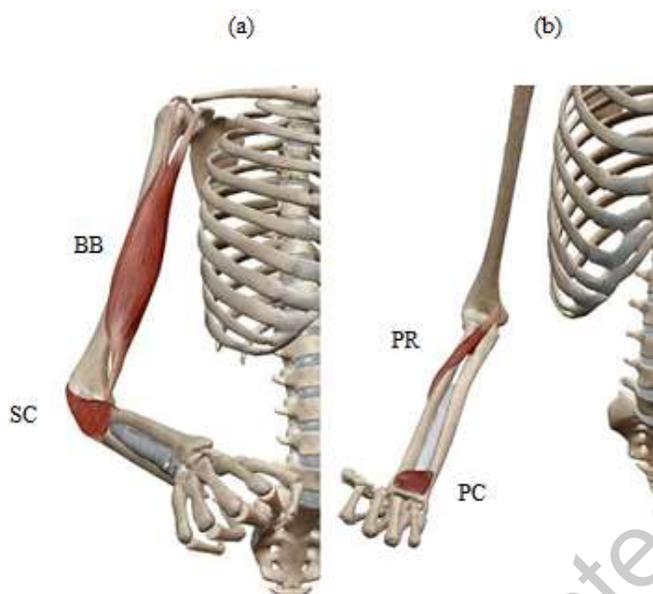


Figura 2.1. Músculos encargados de la prono-supinación del miembro superior. (a) Músculos encargados de la supinación (BB y SC) y (b) Músculos encargados de la pronación (PC y PR) (Argosy Publishing, 2020)

2.4 SEÑALES EMG

Las señales EMG son biopotenciales eléctricos, que resultan de la actividad electroquímica de las membranas nerviosas y musculares. Estas señales miden la actividad eléctrica muscular que produce la contracción y relajación de los músculos cuya amplitud varía entre los 0.1 y los 5.0 mV con un intervalo de frecuencia desde 0 hasta los 10 kHz (Guerrero, 2010). Estas señales son altamente complejas debido a que son de una amplitud pequeña pero ricas en información y aunque son controladas por el sistema nervioso, dependen de la anatomía y propiedades fisiológicas de los músculos (Raez et al, 2006).

Las señales EMG se pueden obtener de tres maneras diferentes, a saber (Guerrero, 2010):

1. **Electromiografía de fibra única.** Su aplicación se centra en la estimación de señales que van de los 500 Hz hasta los 10 KHz con una amplitud del orden los mV; esta técnica se utiliza para la detección de malfuncionamientos

musculares y se lleva a cabo a través de la medición de los potenciales de acción de una única fibra muscular.

2. **Potencial de acción de la unidad motora.** Esta técnica mide la suma de los potenciales de acción de grupos de fibras musculares que se contraen sincronizadamente; estas señales van desde los 5 Hz hasta los 10 KHz con una amplitud de entre 100 μ V hasta 2mV. La morfología de dichas señales es afectada por patologías como la EP y el tremor esencial, descrito como un tremor simétrico postural cuya frecuencia oscila entre los 4 y 12 Hz (Ojeda et al, 2009).
3. **EMG de superficie.** Estas señales son obtenidas mediante electrodos superficiales colocados en la piel, ver Figura 2.2, que van de los 2 Hz hasta los 500 Hz para músculos esqueléticos, y de 0.01 y 1 Hz para músculo liso con una amplitud del orden de 50 μ V a 5 mV. Este tipo de señal brinda información sobre la actividad eléctrica total referente a la contracción muscular (Guerrero, 2010). Los sensores superficiales utilizan electrodos no invasivo, los cuales se colocan sobre la piel permitiendo adquirir la señal EMG, volviendo las señales EMG de superficie en las más aptas para realizar el estudio en pacientes con EP.



Figura 2.2 Parche para la medición de señales EMG.

Un ejemplo de un sensor EMG de superficie es mostrado en la figura 2.3, el cual es un sensor analógico utilizado para mediciones de EMG superficial, alimentado de 2.9 V a 5.7 V. Está diseñado bajo estándares médicos de calidad y protección al usuario brindando seguridad y un fácil uso gracias a su compatibilidad con la mayoría de los microcontroladores. (Advancer technologies, 2015).

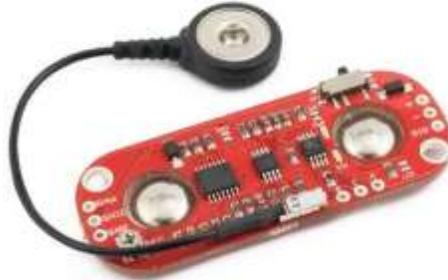


Figura 2.3. Sensor EMG superficial, modelo Myoware muscle sensor (AT-04-001) de la empresa Advancer technologies.

2.5 PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES

El procesamiento digital de señales es la rama de la ingeniería que se encarga de analizar, adaptar, representar y transformar señales con el fin de encontrar características dentro de ellas de tal manera que puedan ser asociadas a un fenómeno estudiado (Vignolo-Barchiesi, 2008). En particular, para el presente trabajo de tesis es necesario realizar procesamiento de señales EMG con la finalidad de encontrar las características frecuenciales propias de la actividad eléctrica muscular causante del TP.

2.5.1 MATLAB

MATLAB es un software de alto nivel que por sus abreviaturas en inglés significa “Matrix Laboratory”. MATLAB emplea un lenguaje de programación propio tipo M ofreciendo un sistema de cómputo numérico en plataformas de Unix, Windows, Mac OS X GNU/Linux (Moree et al, 2007).

MATLAB es muy utilizado en universidades y centros de investigación y desarrollo debido a su gran variedad de herramientas para el manejo de datos tipo vectores y matrices; al brindar un manejo óptimo de dichos datos se vuelve un software adecuado para el manejo, adquisición y procesamiento de señales. De la

misma manera, este software posee funciones que facilitan la implementación para el procesamiento de señales (Ruiz-Vázquez et al, 2019).

2.5.2 TRANSFORMADA DE FOURIER (FFT)

La transformada rápida de Fourier (FFT) es un algoritmo optimizado para estimar el espectro de una señal. La FFT está basada en la transformada discreta de Fourier (DFT) (Aimira, 2005). En otras palabras, la FFT permite pasar una señal del dominio del tiempo a una señal en el dominio de frecuencia (ver Figura 2.4). En esta figura, la señal en el dominio en tiempo se denota con el color azul, mientras que en color rojo se muestra la señal obtenida en el dominio de la frecuencia y la cual corresponde con la frecuencia de la señal en color azul.

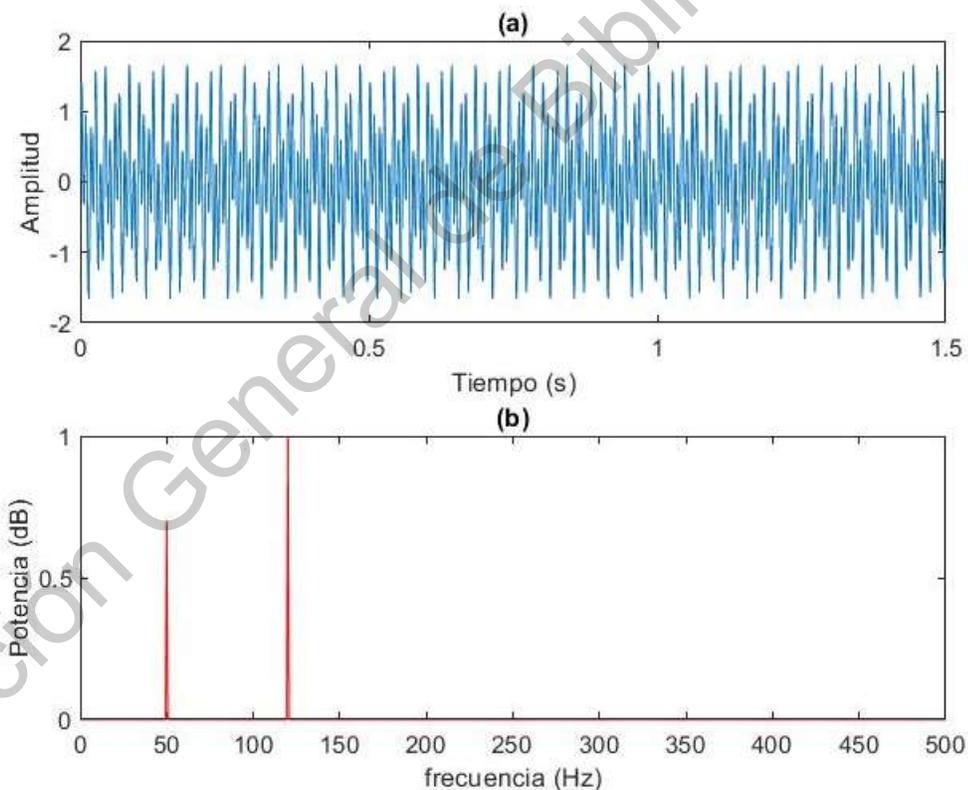


Figura 2.4. (a) Señal en tiempo y (b) señal en el dominio de la frecuencia estimada por la FFT.

La FFT es utilizada para el estudio de señales periódicas, es decir señales que son repetitivas a lo largo del tiempo y se describe matemáticamente como se muestra en la Ecuación 2.1:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{nk} \quad (2.1)$$

Esta ecuación es descrita para $0 \leq k < N$ y $0 \leq n < N$. Donde $x(n)$ es la señal en función del tiempo, N es el número de muestras disponibles y n y K son valores discretos para tiempo y frecuencia, respectivamente, que dependen de la frecuencia de muestreo seleccionada (Pérez, 2016)

2.5.3 METODO DE CLASIFICACION DE MULTIPLES SEÑALES (MUSIC)

La principal desventaja de FFT es que presenta errores ante señales ruidosas. MUSIC estima las frecuencias contenidas en una señal en el dominio del tiempo, con la ventaja de presentar gran inmunidad al ruido, y una gran resolución. Sin embargo, MUSIC estima el pseudoespectro de una señal, es decir muestra una potencia falsa o incierta. MUSIC es un método paramétrico utilizado para estimar el contenido espectral de una señal. Su algoritmo asume un número de tonos conocidos de la señal medida, estimando un pseudoespectro de la señal, para estimar las frecuencias contenidas en la misma, esto se describe por la Ecuación 2.2.

$$Q^{MUSIC}(f) = \frac{1}{|e(f)^H V_{m+1}|^2} \quad (2.2)$$

Dónde Q es la estimación del pseudoespectro en función de frecuencia, V_{m+1} representan el vector propio de ruido, El operador H representa la transposición hermitiana. La forma de onda generada por Q muestra picos de respuesta que indican los componentes de frecuencias contenidas en la señal temporal, pero la magnitud de estos componentes no se relaciona con la magnitud del espectro de potencia real (Garcia, 2013).

2.5.4 TRANSFORMADA HILBERT (TH)

Tanto la transformada de Fourier y la MUSIC permiten la estimación de las frecuencias de una señal en tiempo, pero la transformada de Hilbert permite estimar los valores de manera instantánea, es decir el comportamiento de frecuencia, amplitud y fase de una señal en el tiempo (Pinzón et al, 2009). Lo cual es de vital importancia para este trabajo de tesis.

La TH se calcula usando la integral especial entre la señal $x(t)$ y la función $t - \tau$, definida mediante la Ecuación 2.3 (Amezquita et al, 2017):

$$\text{HT}\{x(t)\} = y(t) = \frac{1}{\pi t} * x(t) = \int \frac{x(t)}{t-\tau} dt \quad (2.3)$$

Dado que una implementación directa de la ecuación 2.3 resulta costosa en términos de recursos computacionales empleados, deben explorarse otras alternativas. Una de ellas consiste en emplear las propiedades de los números complejos. En este sentido, en la ecuación 2.4 se muestra la función $z(t)$ donde j corresponde a la parte imaginaria de z , que es equivalente a un desfase de la señal $x(t)$ en 90° .

$$z(t) = x(t) + jy(t) \quad (2.4)$$

Basado en lo estimado por la TH, la fase de una señal se estima mediante lo descrito en la ecuación 2.5:

$$\phi = \arctan\left(\frac{y(t)}{x(t)}\right) \quad (2.5)$$

Donde $y(t)$ es la parte imaginaria de la señal o bien, la desfasada 90 grados de la señal y $x(t)$ es la parte real de la señal, es decir, la señal original.

A partir de esta definición, la frecuencia instantánea de una señal se estima de acuerdo a la Ecuación (2.6):

$$w = \frac{d\phi}{dt} \quad (2.6)$$

Finalmente, la amplitud instantanea de una señal se estima mediante lo descrito en la ecuación 2.7, donde Z_i es la parte imaginaria de la señal y Z_r corresponde a la señal original.

$$A = \sqrt{Z_i^2 + Z_r^2} \quad (2.7)$$

2.5.5 FILTROS DIGITALES

Un filtro digital en su definición más general es un método o un algoritmo que es capaz de eliminar y dejar pasar ciertas frecuencias de función en el tiempo. Es importante mencionar que se puede analizar el comportamiento de un filtro en un espectro de amplitud en función del tiempo. Los filtros digitales se basan en tres bandas llamadas banda de paso, banda de transición y banda de supresión como puede verse en la Figura 2.5 (Proakis, 2007).

- a) **Banda de paso.** Esta banda representa el rango de las frecuencias que va a dejar pasar el filtro.
- b) **Banda de transición.** Esta banda representa el cambio de la función de banda de supresión a banda de paso o viceversa.
- c) **La banda de supresión** representa las frecuencias que va a atenuar o eliminar el filtro.

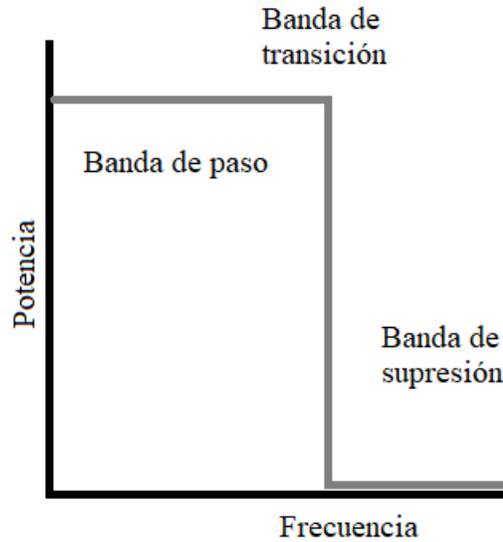


Figura 2.5. Bandas de un filtro digital en un filtrado ideal.

Así, los filtros digitales se categorizan principalmente en cuatro tipos de acuerdo con su función (Osorio et al, 2008):

- a) **Filtro pasa bajas.** Este filtro se caracteriza por permitir el paso de las frecuencias bajas y atenuar las frecuencias altas de acuerdo con una frecuencia de corte (FC). Su comportamiento es mostrado en la Figura 2.6a.
- b) **Filtro pasa altas.** Este filtro se caracteriza por permitir el paso a las frecuencias altas y atenuar las frecuencias bajas de acuerdo con la FC, mostrado en la Figura 2.6b.
- c) **Filtro pasa banda.** Este tipo de filtros se caracteriza por permitir el paso de un ancho de banda encontrado en un intervalo de dos frecuencias $[a, b]$ dado por la FC propia de este filtro, y atenuando todas las frecuencias que no se encuentran dentro del intervalo de la FC, demostrado en la Figura 2.6c
- d) **Filtro rechaza banda.** Este filtro tiene una función opuesta al filtro pasa bandas, ya que, permite el paso a las frecuencias que se encuentran fuera del ancho de banda encontrado por el intervalo de frecuencias $[a, b]$ dado por la FC, atenuando las frecuencias que se encuentran dentro del intervalo. Este filtro está demostrado en la Figura 2.6d

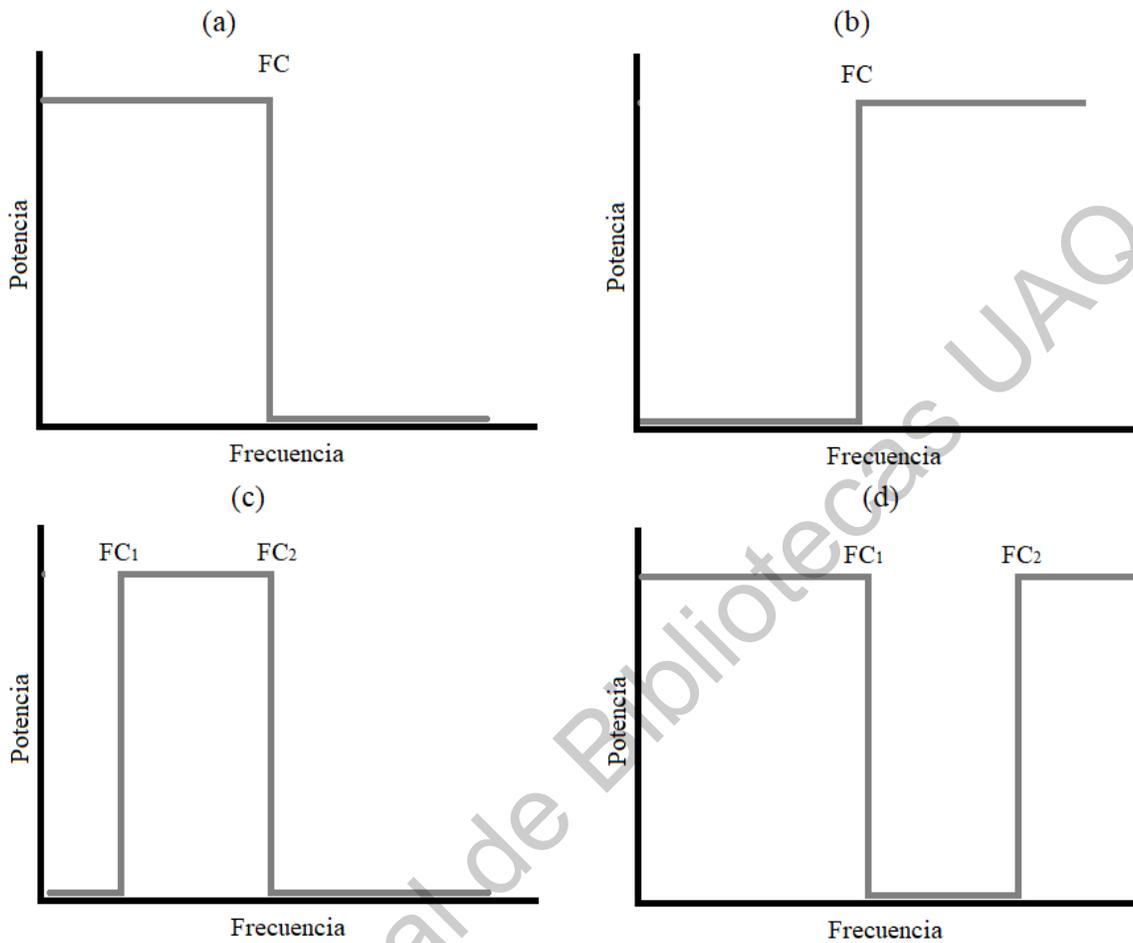


Figura 2.6. Filtros digitales de acuerdo con su función. (a) Pasa bajas, (b) Pasa altas, (c) Pasa bandas, (d) Rechaza bandas

Una vez definida la operación de los filtros, estos parámetros son determinados matemáticamente de acuerdo con el tipo de filtro seleccionado, tanto si se trata de un filtro de respuesta infinita al impulso (IIR) o un filtro de respuesta finita al impulso (FIR).

Los filtros FIR están definidos por una función de transferencia de forma, como en la ecuación 2.8.

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + \dots + b_r z^{-r} \quad (2.8)$$

Donde $B = \{b_0, b_1, b_2, \dots, b_r\}$ es un vector R -dimensional, que contiene los parámetros del numerador (coeficientes del filtro) y r , representa el orden del filtro. Del mismo modo, $Y(z)$ corresponde a la respuesta o salida del filtro, mientras que $X(z)$ es la señal de entrada del filtro FIR. Este tipo de filtros se caracterizan por ser siempre estables, a costa de requerir un mayor orden en el filtro para tener una atenuación razonable (Proakis, 2007).

Los filtros IIR son definidos por la función de transferencia denotada en la Ecuación (2.9):

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + \dots + b_r z^{-r}}{a_0 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_r z^{-r}} \quad (2.9)$$

Donde la $Y(z)$ y $X(z)$ son la salida y la entrada del filtro respectivamente. El vector de parámetros está representado por $A \cup B = \{b_0, b_1, b_2, \dots, b_r, a_0, a_1, a_2, \dots, a_c\}$ de acuerdo con el orden seleccionado $\{r + c\}$. (Cuevas et al, 2013). A diferencia de los filtros FIR, un orden pequeño suele ser suficiente para tener una buena capacidad de atenuación (Proakis, 2007). Para determinar estos coeficientes, diferentes algoritmos han sido propuestos, los cuales son descritos de manera breve a continuación (Altamirano, 2019):

- a) **Filtro Butterworth.** Este algoritmo se caracteriza por tener una banda de paso constante y sin oscilaciones, una banda de transición lenta y una banda de supresión constante.
- b) **Filtro Chebyshev.** Este filtro se caracteriza por su excelente banda de transición, presentando una banda de paso oscilante y una banda de supresión constante.
- c) **Filtro Chebyshev inverso.** El filtrado tipo Chebyshev inverso, es lo opuesto al filtro Chebyshev, ya que mantiene una excelente banda de supresión mientras que las bandas de supresión y de paso están invertidas; esto es, presentando una banda de supresión oscilante y una banda de transición constante.
- d) **Filtro Elíptico.** Este tipo de filtro proporciona una banda de transición pronunciada, prácticamente ideal; sin embargo, proporciona una banda de

paso y de supresión oscilante, convirtiéndolo en un filtro no óptimo para el procesamiento de bioseñales.

La Figura 2.7 muestra una comparación del comportamiento de los filtros Butterworth (butter), Chebyshev (cheby1), Chebyshev inverso (cheby2) y elíptico (ellip) en una función de atenuación (dB) en función de frecuencia. De acuerdo a esta figura se puede observar que, con base en dicha función, el filtro óptimo para el procesamiento de bioseñales EMG, es el filtro Butterworth, debido a que presenta una banda de paso y una banda de supresión con funcionamiento lineal. Se hace notar que, al ser señales de baja amplitud y no estacionarias es preferible que las atenuaciones en las bandas de paso y supresión tengan comportamiento lineal, pudiendo sacrificar la banda de transición, dándole un porcentaje de error a las frecuencias del TP. Adicionalmente, para este trabajo de tesis se seleccionó un filtro tipo IIR debido al poco retraso en su salida en comparación a la de un filtro FIR.

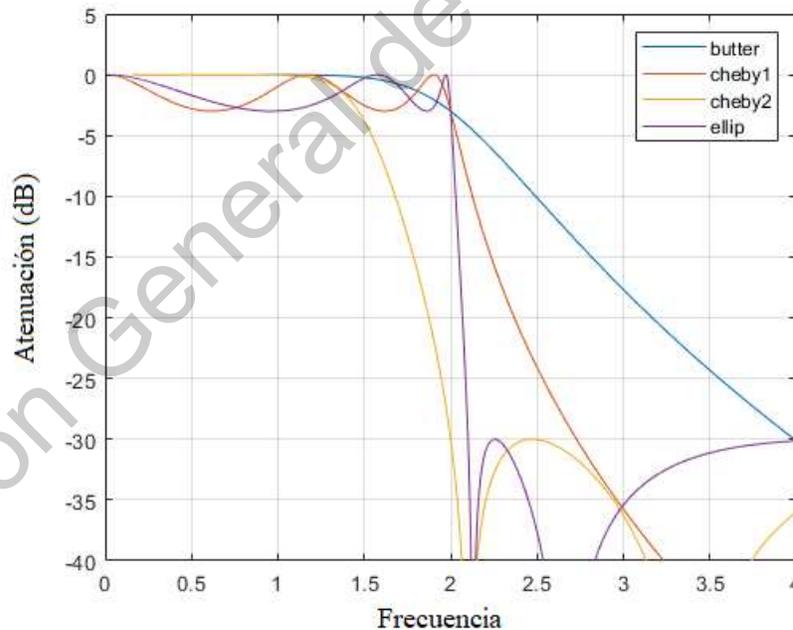


Figura 2.7. Comportamiento de decibeles en función de frecuencia de los diferentes algoritmos para filtrado digital. En azul se observa filtro Butterworth, en rojo filtro Chebyshev, amarillo Chebyshev inverso y en morado elíptico

2.6 AMPLIFICADORES OPERACIONALES

Los amplificadores operacionales son una herramienta de electrónica que permiten construir circuitos complejos de una manera modulada y eficiente (Coughlin et al, 1999). El primer uso que se dio a los amplificadores consistió en realizar operaciones aritméticas tales como sumas, restas o multiplicaciones. Conforme su pudieron integrar más componentes al encapsulado, se pudo incluso resolver ecuaciones diferenciales.

Un amplificador operacional recibe una señal de entrada y como respuesta produce una señal de salida que puede ser alterada según su configuración en respuesta de una ganancia (Coughlin et al, 1999). A continuación se describen brevemente algunas de las configuraciones más empleadas dentro de los amplificadores operacionales (De La Rosa, 2001):

- **Amplificador de instrumentación.**

Un amplificador de instrumentación (AI) es un dispositivo diseñado a través de amplificadores operacionales con el objeto de tener una alta impedancia de entrada y un alto rechazo al modo común. Un AI está formado por dos seguidores de voltaje y un restador; el seguidor se emplea para asegurarse que no haya un acoplamiento de la impedancia del sensor y los circuitos, lo que le da un alto rechazo al modo común. Una de las principales aplicaciones del AI se da en el área de Biomédica, donde las señales son de muy baja amplitud, tal como las señales EMG. Su estructura es mostrada en la Figura 2.8

El voltaje de salida se obtiene mediante la Ecuación 2.10, donde V_{out} es la señal de salida, V_2 y V_1 son las señales de entrada y R_1 , R_2 y R_3 son valores para resistencias y R_g es una resistencia para poder controlar el valor de la ganancia.

$$V_{out} = (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{2R_1}{R_g} \right) \left(\frac{R_3}{R_2} \right) \quad (2.10)$$

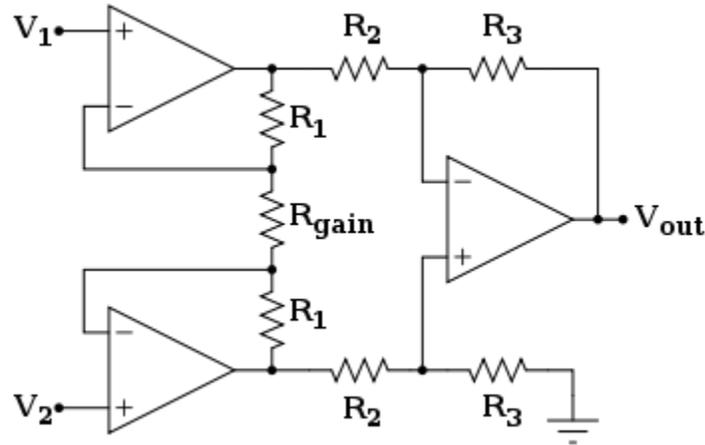


Figura 2.8. Estructura esquemática de un amplificador de instrumentación.

- **Amplificador integrador.**

Un amplificador integrador es empleado para integrar e invertir la señal de entrada, V_{in} , de acuerdo con la Ecuación 2.11, donde V_{out} es la señal de salida, R_1 es el valor de la resistencia y C_1 es el valor del capacitor. Su estructura se muestra en la Figura 2.9.

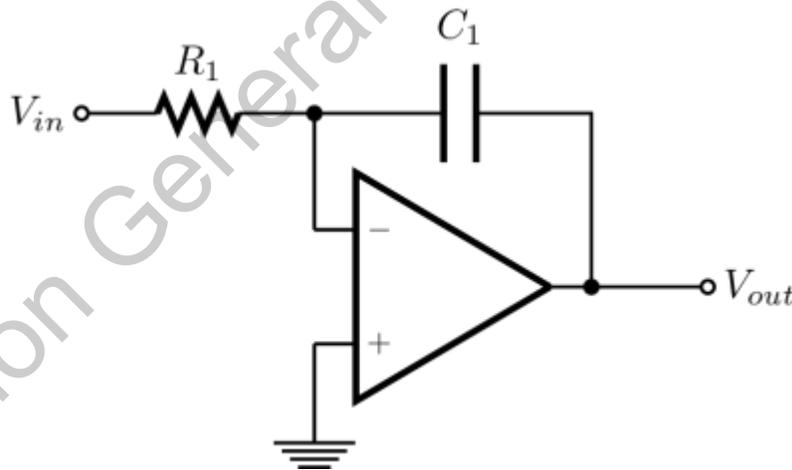


Figura 2.9. Estructura esquemática de un amplificador integrador

$$V_{out} = \int_0^t -\frac{V_{in}}{RC} dt + V_{inicial} \quad (2.11)$$

- **Amplificador no inversor.**

Un amplificador no inversor permite amplificar una señal en tiempo sin invertir su signo de acuerdo con la Ecuación 2.12 (ver Figura 2.10)

$$V_{out} = V_{in} \left(1 + \frac{R_f}{R_{in}} \right) \quad (2.12)$$

donde la amplificación de la señal está dada por las resistencias R_f y R_g .

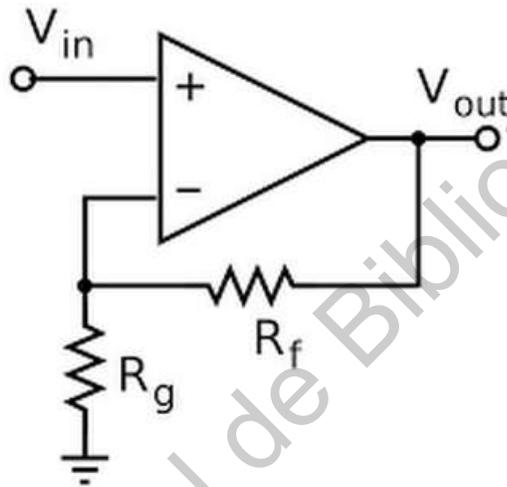


Figura 2.10. Estructura esquemática de un amplificador no inversor

- **Amplificador inversor.**

Un amplificador en configuración inversora se caracteriza por obtener una ganancia negativa, es decir invierte la señal de entrada con una cierta ganancia, ver Figura 2.11, de acuerdo con la Ecuación 2.13:

$$V_{out} = -\frac{R_f}{R_{in}} * (V_{in}) \quad (2.13)$$

donde V_{in} es señal de entrada, R_{in} es la resistencia de entrada, R_f es la resistencia de referencia y V_{out} es la señal de salida.

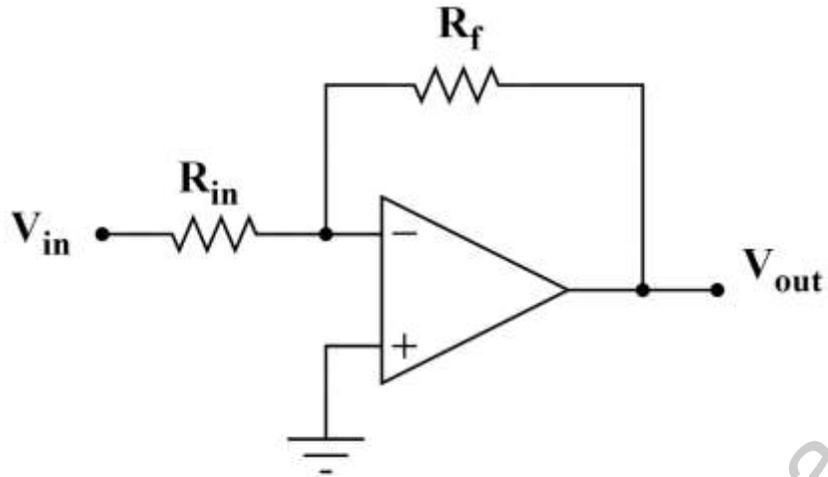


Figura 2.11. Circuito amplificador operacional inversor.

- **Amplificador Seguidor.**

Un amplificador seguidor es definido como un circuito que proporciona una señal de salida igual a la señal de entrada, presentando como su principal ventaja que la impedancia de salida es prácticamente nula. Su estructura es mostrada en la Figura 2.12 y su comportamiento se basa en la Ecuación 2.14

$$V_{out} = -V_{in} \quad (2.14)$$

dónde V_{in} es la señal de entrada y V_{out} es la señal de salida

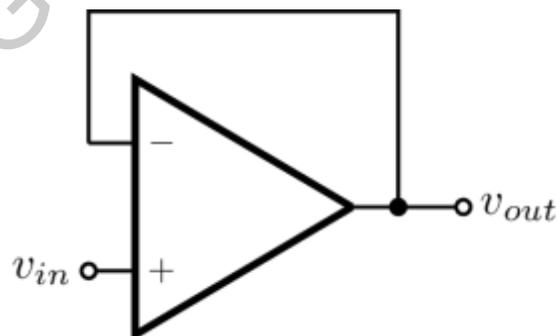


Figura 2.12. Amplificador operacional seguidor.

2.7 ELECTROESTIMULADOR MUSCULAR

Un electroestimulador muscular tiene la función de aplicar corriente a un paciente sustituyendo los estímulos fisiológicos naturales que produce el organismo por un estímulo eléctrico provocado de manera externa con una diferencia de potencial en forma de corriente. En cuanto dicho estímulo llega al músculo provoca un cambio de potencial entre su núcleo central y su capa envolvente, originando una corriente que se manifiesta en forma de contracción muscular involuntaria, dicha contracción es denominada “Corriente de acción” (Bracero Tobar, 1996).

Un electroestimulador electrónico produce pulsos de alta tensión a través de electrodos superficiales. Tiene una alimentación de entre 6 y 9 V con corriente de entre 100 y 250 mA. Un electroestimulador comercial presenta parámetros de salida tales como (Bioingeniería decorativa, 2018):

- La frecuencia de salida, que oscila entre los 2 y los 120 Hz, dependiendo su aplicación.
- El tiempo de impulso: es definido como el tiempo durante el cual se va a aplicar el estímulo en el orden de los microsegundos.
- La intensidad o amplitud de la onda, la cual provoca la contracción muscular y se mide en amperios, en el orden de los mA.

La Figura 2.13 muestra un ejemplo de un electro estimulador modelo TENS/EMS marca E T EASY TAO, el cual es utilizado en terapia física y de rehabilitación como un masajeador muscular digital con 16 modos; este electroestimulador produce contracciones involuntarias en el usuario con el fin de relajar el músculo, aliviar el dolor y reducir el estrés. La frecuencia y amplitud de los pulsos que producen la contracción muscular son controladas por el usuario de una manera manual al ser seleccionados los valores de acuerdo el efecto deseado.



Figura 2.13. Ejemplo de electroestimulador muscular de pulso marca E T
EASYTAO

CAPÍTULO III

Metodología

Dirección General de Bibliotecas UAQ

3.1 METODOLOGÍA

La metodología a la cual se adhiere el presente trabajo de tesis se muestra en la Figura 3.1 y se explica a continuación:



Figura 3.1 Diagrama esquemático de la metodología de investigación

- **Etapa 1. Sistema de adquisición de señales EMG.**

En esta primera etapa se emplea un sistema de adquisición de datos utilizando una tarjeta de la marca National instruments serie M modelo NI-USB 6211 y dos sensores EMG, marca Advancer technologies modelo Myoware muscle sensor, utilizados para monitorear la actividad de los músculos BB y SC, los cuales se encargan de la supinación y son los causantes del TP. Se seleccionaron dichos músculos con el objeto de analizar y lograr aislar la señal causante de la supinación presente en TP, con base en la literatura, misma que hace referencia a que un temblor se ocasiona por la contracción simultánea de los músculos agonistas y antagonistas. Por tanto, si se logra anular la supinación se logrará anular el TP. Adicionalmente, se seleccionaron los músculos supinadores debido a que son músculos superficiales que actúan sobre un segmento óseo corto, volviéndolos aptos para un estudio de EMG superficial y para la electroestimulación muscular no invasiva (Latarjet, 2011).

- **Etapa 2. Adquisición de señales EMG.**

Una vez seleccionado un sistema de adquisición apto para monitorear biopotenciales, los sensores EMG no invasivos son colocados en los músculos BB

y SC de los pacientes con el fin de monitorear el TP a través de las señales obtenidas, mismas que son almacenadas en un banco de datos.

- **Etapa 3. Filtrado digital con frecuencia de corte [3 a 7 Hz]**

Posteriormente, la señal monitoreada y adquirida en la etapa 2, es preprocesada por medio de un filtro digital Butterworth de orden 4, tipo pasa banda con frecuencia de corte de 3 a 7 Hz; con el objeto de aislar las frecuencias correspondientes al TP que se encuentran en esta región (Ojeda et al., 2009) y eliminar la mayor cantidad de ruido contenido en la señal monitoreada.

Se seleccionó este filtro ya que presenta bandas de paso y de supresión monotónicas, permitiendo el paso de las frecuencias deseadas y eliminando por completo las frecuencias no deseadas.

- **Etapa 4. MUSIC**

A la señal filtrada en la etapa 3 se le aplica MUSIC, de segundo orden con una ventana de un 0.1 segundos con el fin de estimar la frecuencia instantánea relacionada con el TP. Una vez que se obtienen un total de 10 muestras de frecuencias por segundo, se puede realizar una evaluación objetiva del comportamiento de las frecuencias en el tiempo de una señal no estacionaria. Conociendo las frecuencias instantáneas contenidas por esta señal así como su comportamiento en función del tiempo, se procede a calcular el valor medio de dichas frecuencias con el objeto de cuantificar el TP y filtrar nuevamente la señal obtenida en la etapa 2 dentro de un intervalo de frecuencias específico para cada paciente.

- **Etapa 5. Filtrado digital con frecuencia obtenida a partir de MUSIC**

Una vez conocido el promedio de las frecuencias instantáneas para cada señal se configura un filtro pasa bandas tipo Butterworth de orden 4 con un intervalo de FC con +/- 1.5 Hz a la frecuencia promedio obtenida en la etapa 4. Dicho filtro se le aplica a la señal adquirida en la etapa 2, logrando aislar la señal correspondiente

al TP eliminando la mayor cantidad de ruido y obteniendo una señal pre-procesada, misma que se utilizará en la etapa 6.

- **Etapa 6. Invertir señal procesada**

Para los fines del presente trabajo de tesis, la señal pre-procesada obtenida en la etapa 5 será invertida utilizando la transformada Hilbert, calculando la amplitud instantánea de la manera descrita en la Ecuación (2.7). A los valores instantáneos de amplitud obtenidos se les da una ganancia de -1, logrando así invertir de manera instantánea la señal.

- **Etapa 7. Visualización**

Finalmente, la señal obtenida en la etapa 5 es enviada a través de un convertidor digital a analógico (DAC) a un visualizador de señal para ver la respuesta inmediata y el comportamiento de la señal EMG después de sumar la señal procesada.

3.2 SISTEMAS

El desarrollo de la metodología de la presente tesis se llevará a cabo utilizando dos sistemas principales, el sistema de medición de las señales EMG y el sistema de envío de datos.

3.2.1 Sistema para la medición de la señal EMG

El sistema usado para la medición de señales EMG es el sensor EMG, modelo Myoware Muscle Sensor de la marca Advancer technologies. Este sistema se caracteriza por acondicionar la señal referente al musculo, permitiendo la eliminación de ruidos que no son parte de la actividad muscular. La señal medida se encuentra en el intervalo de 0 volts hasta el voltaje de alimentación (V_s), y varía de acuerdo con la cantidad de actividad en el musculo seleccionado. Además de sus dimensiones pequeñas, de 0.82 x 2.06 pulgadas. El sensor cuenta con características entre las que se encuentran (Advancer Technologies, 2016):

- **Fuente de alimentación única:** El Myoware muscle sensor no ocupa una alimentación extra, este se puede conectar de 3.3 a 5 V a través de microcontroladores.
- **Conector de electrodo incorporado:** Los electrodos se conectan directamente al sensor, volviéndolo cómodo y portátil, sin necesidad de ocupar cables externos para realizar la comunicación.
- **Salida RAW EMG:** El sensor cuenta con una salida secundaria de la forma de onda RAW EMG
- **Clavijas de alimentación protegidas contra polaridad:** Esta versión del sensor cuenta con protección para que los chips del sensor no se quemem cuando la alimentación se conecta de una manera inversa.
- **Interruptor de encendido/apagado:** El sensor cuenta con un interruptor de alimentación fijo que puede ser utilizado para probar sus conexiones de alimentación sin necesidad de desconectar el sensor.
- **Indicadores LED:** Cuenta con dos leds integrados, uno que indica cuando el sensor está encendido y otro que se enciende cuando el sensor detecta actividad eléctrica.

La Figura 3.2 muestra un ejemplo de la manera de conectar el sensor al musculo del antebrazo. Este es adherido utilizando electrodos desechables que permiten el contacto entre la piel superficial del paciente y el sensor (ver Figura 3.3).

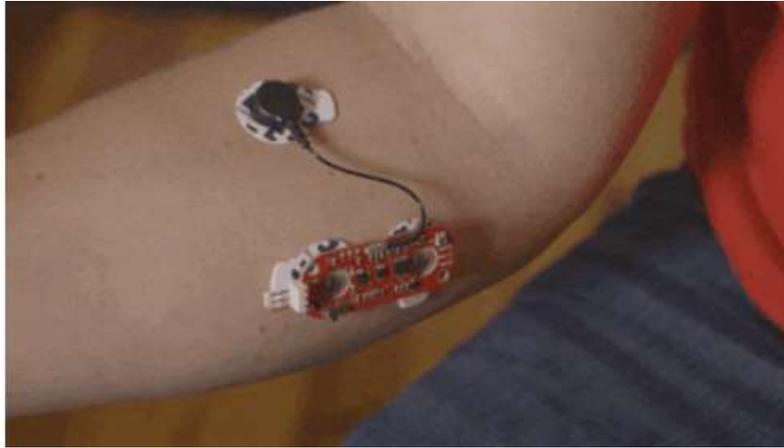


Figura 3.2 Sensor Myoware Muscle Sensor, colocado en un musculo del antebrazo



Figura 3.3 Electrodo superficial para EMG marca COVIDEN modelo ADA2773.

Debido a que la señal entregada por el sistema de monitoreo de las señales EMG es analógica, se requiere de un convertidor analógico a digital (ADC) para poder almacenarla y procesarla por un sistema digital tal como una computadora. Para cumplir con este fin, se emplea el convertidor ADC de 16 bits, el cual se encuentra en la tarjeta National Instruments serie M modelo NI-USB 6211. La tarjeta

se configuró en MATLAB para dos canales del ADC con una frecuencia de muestreo de 100 Hz (frecuencia suficiente para poder adquirir las señales referentes al TP).

3.2.2 Sistema de envío de datos

Una vez adquiridos los datos, estos son procesados con el fin de identificar la frecuencia relacionada con el TP y con base en ello generar una señal inversa; la cual debe ser enviada desde la computadora y pasar por un convertidor digital a analógico (DAC). Para llevar a cabo este proceso, la misma tarjeta empleada para adquirir las señales, tarjeta National Instruments serie M modelo NI-USB 6211 (ver Figura 3.4), puede ser empleada para enviar la señal inversa ya que cuenta con un DAC de 16 bits de dos canales, lo cual lo hace ideal para este trabajo de tesis. Otras características de la tarjeta NI-USB 6211 son: (a) 16 entradas analógicas con un rango de entrada de $\pm 10V_{DC}$, (b) convertidor analógico-digital de 16 bits, (c) frecuencia máxima de muestreo de 250 KHz, y (e) una comunicación USB con el fin de enviar la información adquirida a una PC.



Figura 3.4 Tarjeta National Instruments serie M modelo NI-USB 6211.

3.3. MATERIAL

Con el fin de reclutar individuos interesados en colaborar en este proyecto y poder llevar a cabo la evaluación del TP, se invitaron a participar aquellas personas

que voluntariamente quisieran participar en un protocolo de adquisición de señales, y que además tuvieran las siguientes características:

- 1) Ser mayor de edad (18 años en adelante).
- 2) Tener diagnóstico clínico de EP.
- 3) No haber consumido medicamentos para controlar el TP en al menos 4 horas.

El protocolo de adquisición de señales se realizó con base en la pauta no. 12, recolección, almacenamiento y uso de datos en una investigación en el área de salud, tomando en cuenta las consideraciones éticas internacionales para investigación elaboradas por el Consejo de Organizaciones Internacionales de las Ciencias Médicas (CIOMS).

A cada paciente se le explicó el protocolo y se le dio una carta de consentimiento informado por escrito y una carta de confidencialidad de datos, las cuales se muestran en los anexos 1.1 y 1.2.

Se recolectaron 10 señales digitales de cada músculo por paciente. El registro de las señales fue de 10 segundos cada una con una frecuencia de muestreo de 100 Hz, obteniendo dos arreglos de 10x1001 datos de cada paciente, uno correspondiente a las señales del músculo BB y uno correspondiente a las señales del músculo SC. Por lo tanto, se analizaron un total de 200 señales EMG de personas con diagnóstico de EP para este proyecto de tesis. La muestra evaluada consistió de 10 individuos (4 mujeres y 6 hombres; cuyo rango de edades varía entre 45 y 80 años).

3.5 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

Con el objeto de ejemplificar la metodología propuesta para la evaluación y regulación del TP se hace uso de señales sintéticas. Los componentes frecuenciales de estas señales sintéticas generadas son de 5.5, 1.2 y 0.86 Hz con una amplitud de .8, 1.2 y 0.4 V respectivamente para la señal del musculo BB; y 6.1 y .86 Hz con amplitud de .9 y .4 V respectivamente para la señal del musculo SC.

La señal tiene una frecuencia de muestreo de 100 Hz durante un tiempo de 10 segundos para obtener 1001 muestras. Además, un ruido de 15 dB es incluido en ambas señales con el fin de recrear una señal más similar a una señal real. Las señales obtenidas para los dos músculos seleccionados, BB y SC, se muestran en la Figura 3.5.

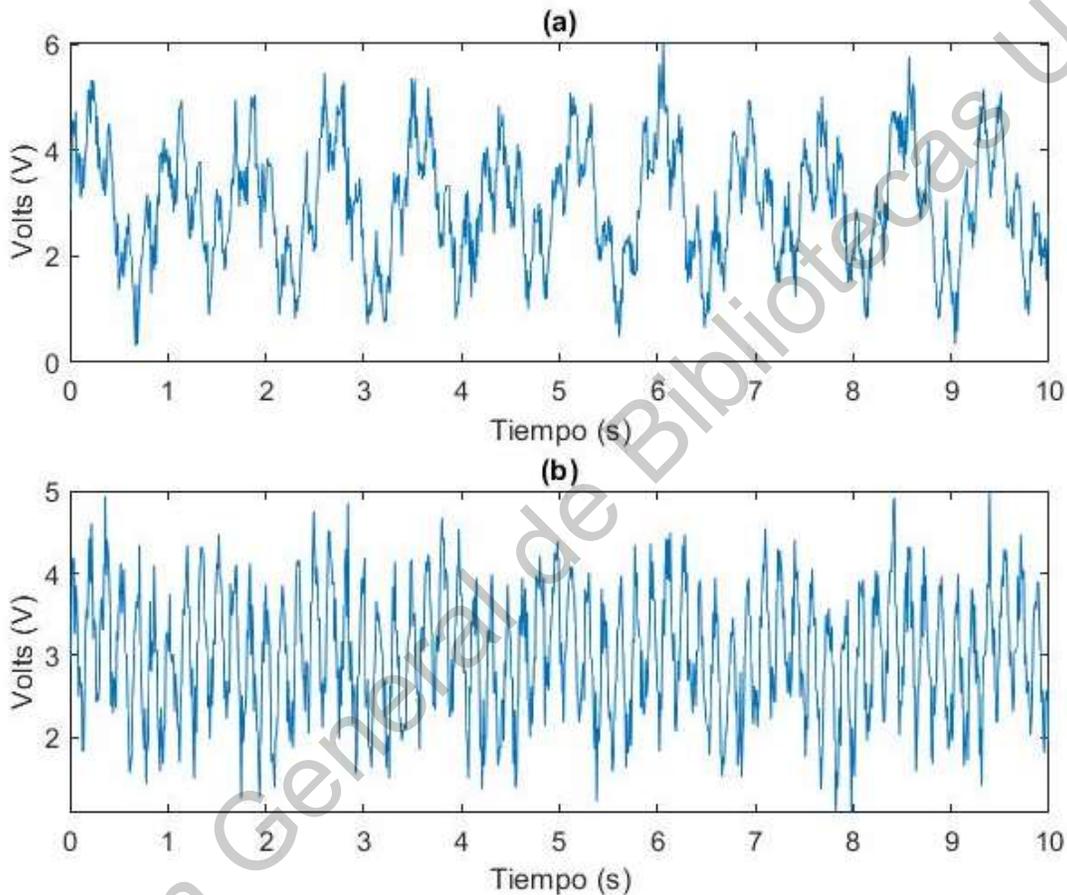


Figura 3.5 (a) Señal sintética correspondiente al musculo BB. (b) señal sintética correspondiente al musculo SC

Como se describió al inicio del presente capítulo, las señales recabadas fueron filtradas con un filtro digital Butterworth tipo pasa-bandas orden 4 con una frecuencia de corte de 3 a 7 Hz, permitiendo aminorar el ruido en la señal y diferenciando la señal correspondiente de los movimientos involuntarios. La Figura 3.6 muestra el resultado de la filtración de las señales, permitiendo apreciar la mitigación del ruido,

y centrando el foco de atención en la banda de frecuencias de 3 a 7 Hz, la cual representa la frecuencia típica del TP.

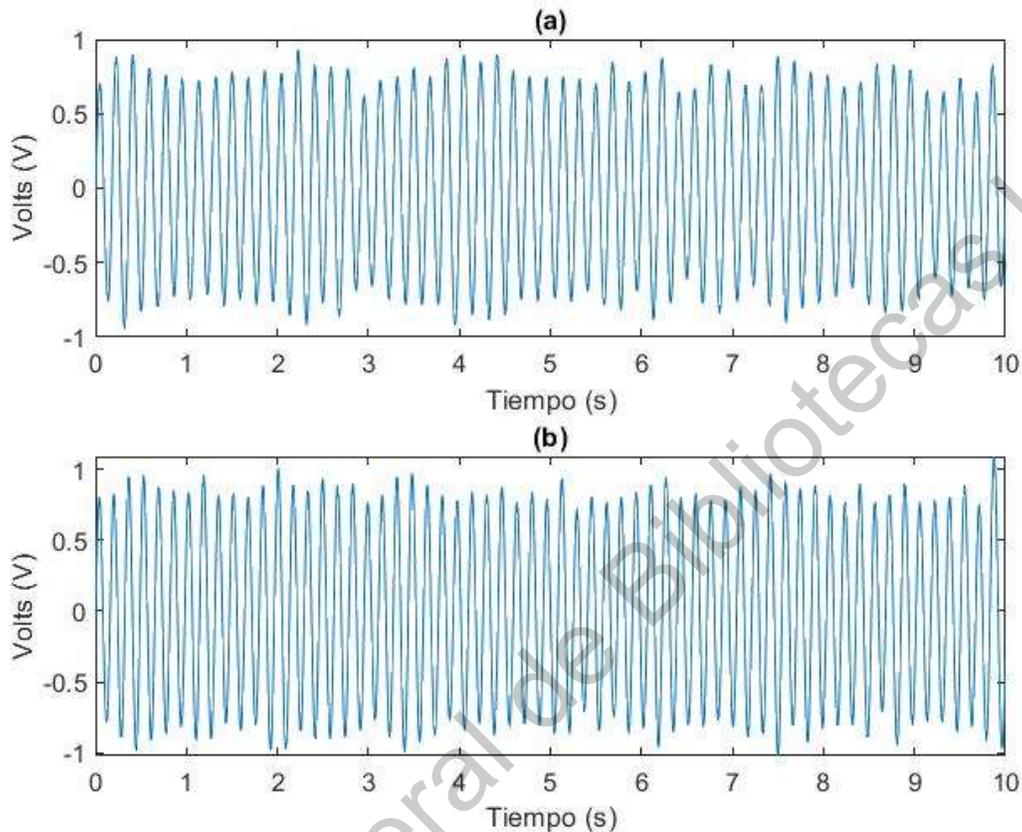


Figura 3.6 Señal sintética filtrada correspondiente (a) al musculo BB y (b) al músculo SC.

Una vez filtrada la señal en el rango de interés, esta es evaluada por MUSIC en ventanas de 0.1 segundos a fin de estimar la frecuencia contenida en ese intervalo con una mayor exactitud. Esta etapa permite generar las nuevas frecuencias de corte para un filtro que permita asilar específicamente la frecuencia relacionada con el TP. La media de los valores de las frecuencias instantáneas usando la transformada MUSIC fueron de 5.4963 y 6.1094 Hz para BB y SC respectivamente presentando un error de aproximadamente 0.67 % y 0.1541 % con respecto a las frecuencias originales de la señal. La Figura 3.7 muestra los

resultados obtenidos usando la transformada MUSIC para ambas señales en función del tiempo.

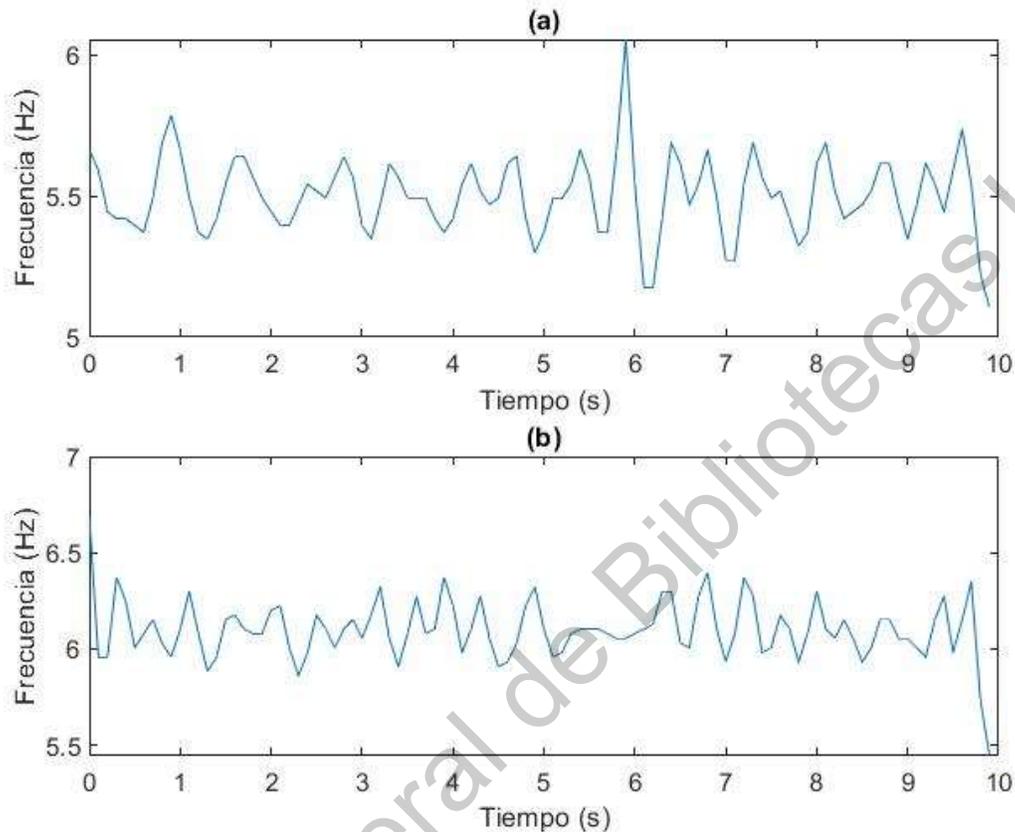


Figura 3.7 Frecuencias estimadas por la transformada MUSIC en función del tiempo para el musculo (a) BB y (b) SC.

Con el objeto de aislar estas señales del ruido con mayor precisión y poder obtener correctamente la amplitud instantánea con la HT, se utilizaron las frecuencias instantáneas identificadas con MUSIC para generar un filtro Butterworth de orden 4 con FC de ± 1.5 Hz alrededor de las frecuencias de interés calculadas, estableciendo la frecuencia de corte en 3.9963 a 6.9963 Hz y 4.6094 a 7.6094 Hz para BB y SC respectivamente. La Figura 3.8 muestra las señales re-filtradas observándose que estas presentan una menor cantidad de ruido y se concentran aún más en la señal relacionada con el TP.

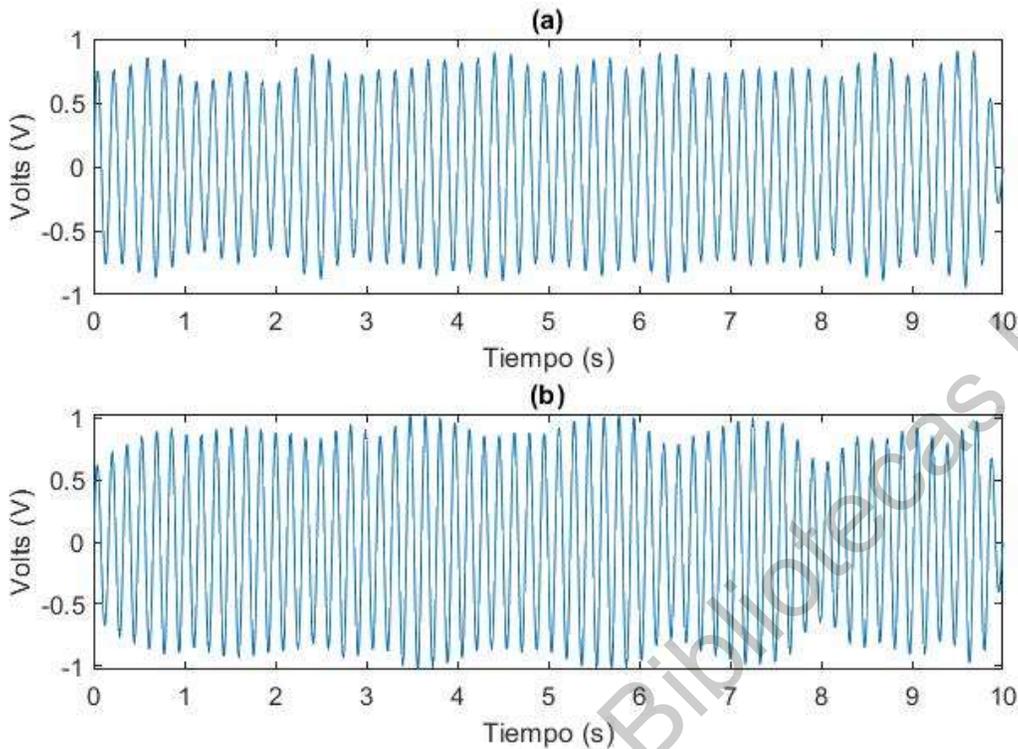


Figura 3.8 Señales filtradas a partir de las frecuencias identificadas por la transformada MUSIC para el musculo (a) BB y el (b) SC).

Las frecuencias referentes al TP, aisladas previamente, son evaluadas por la transformada de Hilbert. Este procedimiento fue esencial para estimar la amplitud instantánea de las señales filtradas e invertirlas de tal manera que pudieran ser enviadas en una etapa futura a través de un electroestimulador muscular. El objetivo de dicha señal sería restar la actividad eléctrica muscular correspondiente al TP a la actividad eléctrica muscular total del musculo, reduciendo la intensidad de los movimientos involuntarios.

La Figura 3.9 muestra la señal sintética sin ruido representativa del TP en color rojo y su inversión por la amplitud instantánea es mostrada en color azul, por lo que si estas son sumadas el resultado sería una aminoración de la señal del TP con valores máximos de 0.23 y 0.25 V para BB y SC, respectivamente (ver Figura 3.10). Este proceso permitiría la reducción del movimiento involuntario causado por EP en un porcentaje mínimo del 77% y 75% para BB y SC, respectivamente, ya que

se estaría enviando una señal desfasa 180° o en contra fase de la señal que produce el TP, lo que permitiría aminorar esta afección.

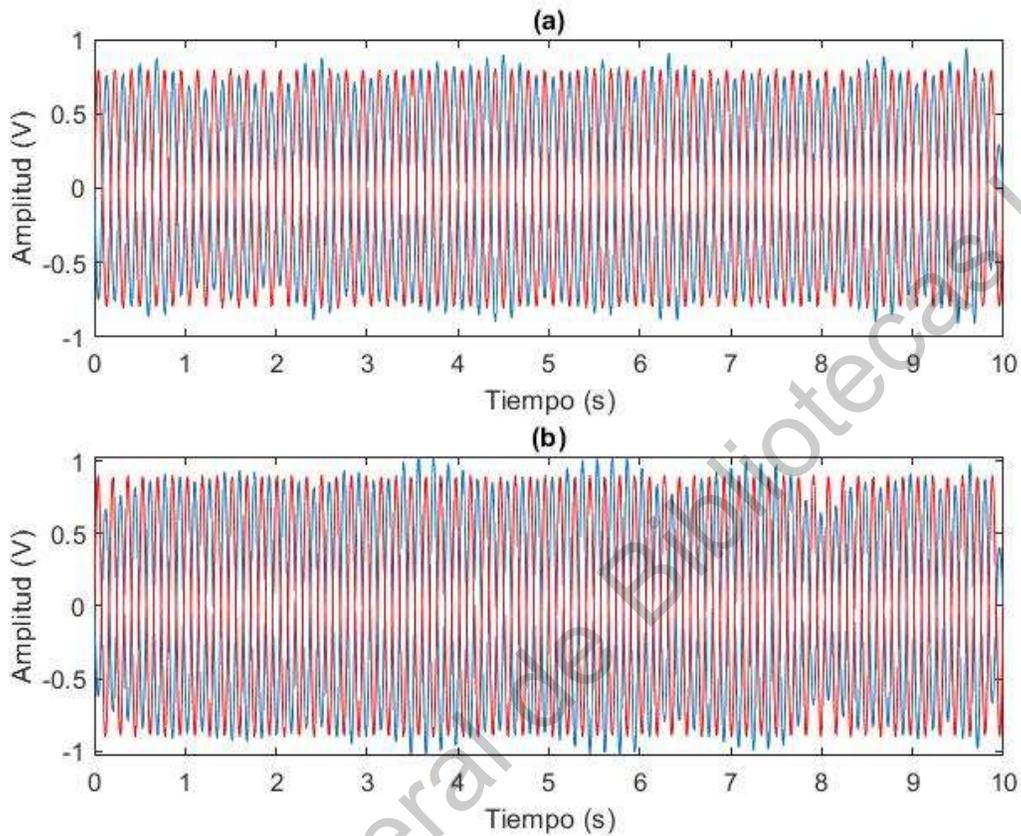


Figura 3.9 Señal invertida calculada a través de TH (azul) y señal sintética representativa del TP sin ruido (roja) para el musculo (a) BB (b) SC.

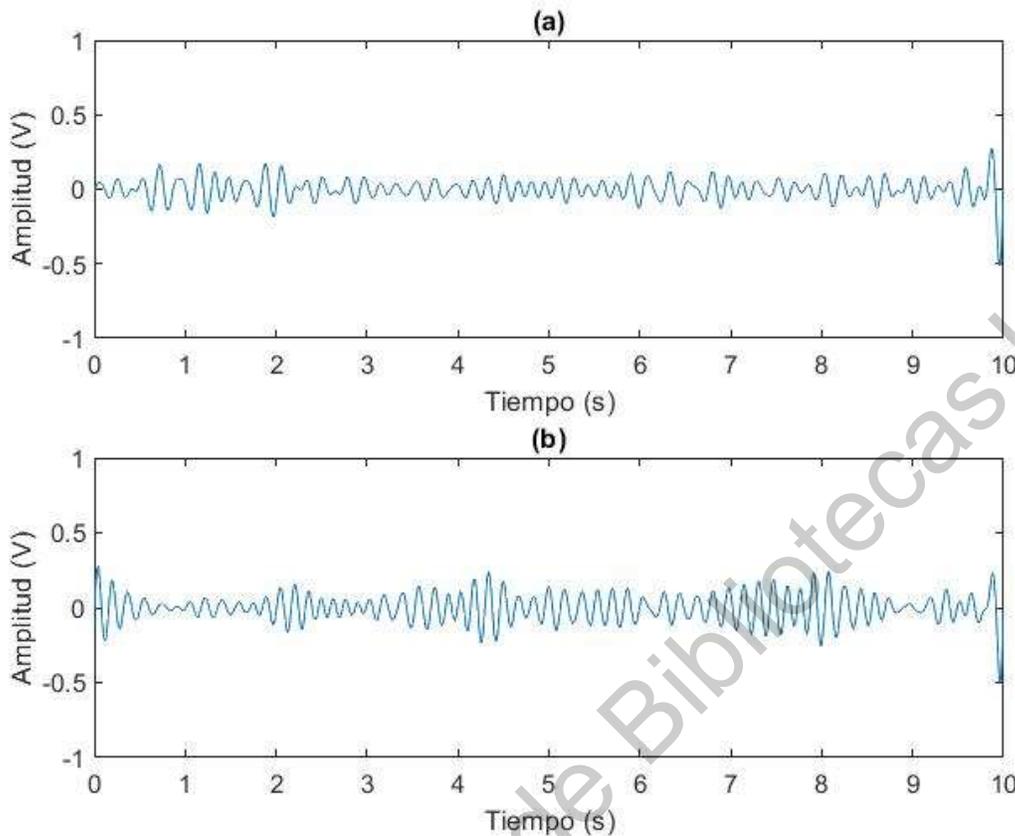


Figura 3.10. Resultado de la sumatoria de ambas señales mostradas en la Figura 3.9 para el musculo (a) BB y (b) SC.

Con el objeto de comparar los componentes frecuenciales de la señal invertida basada en HT y la señal sintética causante del TP, se utiliza la FFT, misma que brinda un espectro que contiene información de potencia en función de frecuencia, dichos resultados son mostrados en la Figura 3.11. En rojo es mostrado el espectro potencia de las señales sintéticas mientras que en azul se muestra el espectro potencia obtenido de las señales invertidas a partir del procesamiento propuesto. Presentando en el músculo BB una frecuencia de 5.47 Hz con una amplitud de 0.6787 dB la señal sintética y 5.479 con una amplitud de 0.6461 dB en la señal obtenida a partir del procesamiento. Para el musculo SC se obtiene una frecuencia de 6.067 Hz para ambas señales con una amplitud de 0.627 dB para la señal sintética y 0.5992 dB la obtenida con el procesamiento propuesto.

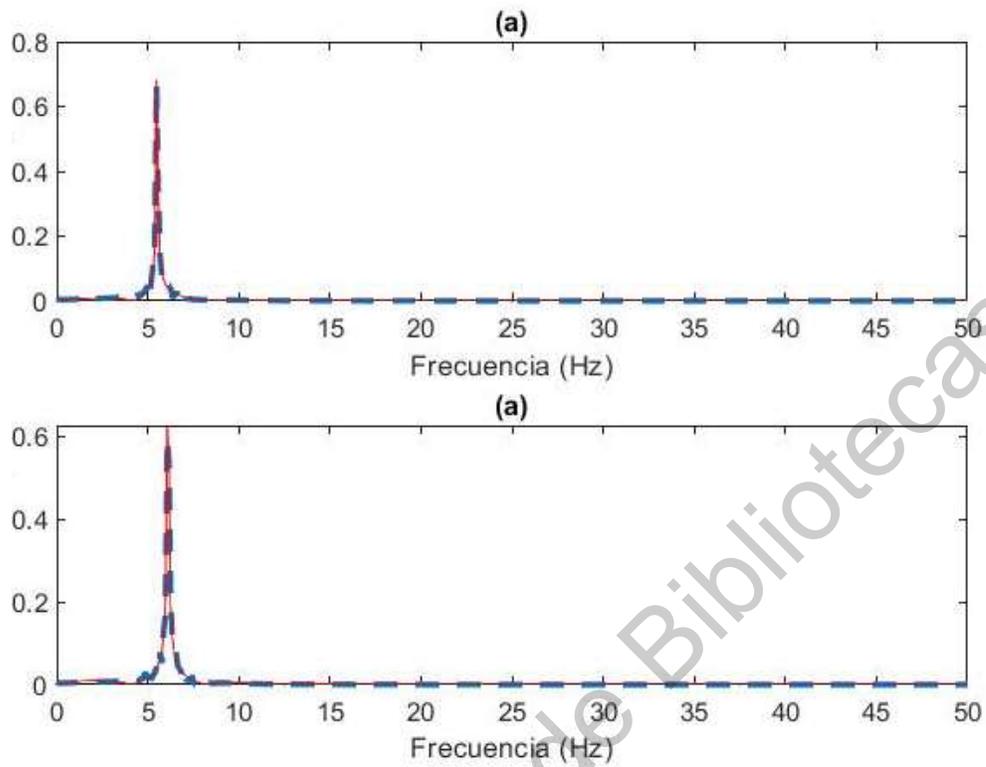


Figura 3.11. En rojo FFT de señal sintética correspondiente al TP y en azul FFT de señal inversa de (a) BB y (b) SC.

CAPÍTULO IV

Resultados

Dirección General de Bibliotecas UAQ

En el presente capítulo se presenta la puesta a experimentación y los resultados obtenidos siguiendo el proceso de metodología propuesto. Se recabaron las señales EMG relacionadas con el TP en cada paciente que participó en el presente estudio creándose una base de datos, misma que es analizada a fin de discutir los resultados obtenidos.

4.1 PUESTA A EXPERIMENTACIÓN

La puesta de experimento propuesta para este trabajo comenzó con la adquisición de señales utilizando sensores EMG; dichos sensores fueron colocados en los músculos BB y SC de cada paciente, a través de los electrodos superficiales de Ag/AgCl. Este procedimiento se muestra en la Figura 4.1



Figura 4.1 Puesta a experimento

El diagrama de bloques del proceso de adquisición de señales se muestra en la Figura 4.2. Las sesiones de adquisición se realizaron con cada paciente de forma manera individual. Considerando que el TP es descrito como tremor postural dónde no existe ningún tipo de movimiento voluntario, y en reposo que disminuye con la acción (Ojeda-López, 2009), se eligió una posición adecuada para adquirir las señales pertinentes y analizar de la manera más exacta posible la señal causante del TP.

Primeramente, el paciente fue posicionado de manera postural en posición de abducción del músculo deltoides, con una flexión de codo a 90° en posición prona del antebrazo (ver Figura 4.3). Posteriormente, los sensores fueron colocados en el músculo BB y SC ubicando los electrodos de lectura en el centro del musculo y el electrodo de referencia en un musculo diferente al censado.

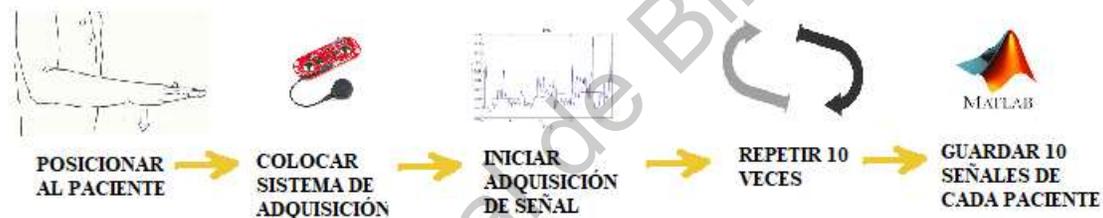


Figura 4.2 Puesta a experimentación. Adquisición de datos

Una vez colocados los sensores en los músculos correspondientes, estos fueron conectados a la tarjeta de adquisición descrita en la sección 3.2.2. Las señales fueron monitoreadas durante 10 segundos con una frecuencia de muestreo de 100 Hz, lo que permite tener una buena resolución, ya que la señal estaría compuesta por 1001 muestras. La adquisición de las señales fue repetida 10 veces en la misma posición con la misma duración en cada paciente. Al finalizar la fase de adquisición de señales, el paciente se colocó en posición de reposo, procediéndose a retirar los sensores y los electrodos superficiales, desechando estos últimos en la basura común.

Se obtuvieron señales EMG en una muestra de 10 pacientes con diagnóstico clínico de EP, 6 hombres y 4 mujeres cuya edad se encontraba en el rango de 45 a 80 años. En cada paciente se tomó una muestra de 100 señales, de 10 segundos

cada una para cada músculo, obteniendo un banco de datos, en formato .mat, compuesto de 200 señales con 1001 datos cada una. Mismas que corresponden al TP en los músculos BB y SC.



Figura 4.3 Posición anatómica para adquisición de datos

4.2 RESULTADOS

Las señales EMG de la base de datos fueron filtradas a través de un filtro Butterworth de orden 4 con una frecuencia de corte de 3 a 7Hz, con el fin de centrar el análisis en la región donde se encuentra el TP. Solamente a manera de ejemplificar este proceso, la prueba no.5 del paciente 1 serán expuestas en esta sección. Sin embargo en el anexo 1.3 se muestran gráficamente las frecuencias estimadas para cada paciente. La Figura 4.4 y la Figura 4.5 muestran las señales originales y filtradas de los músculos BB y SC, respectivamente

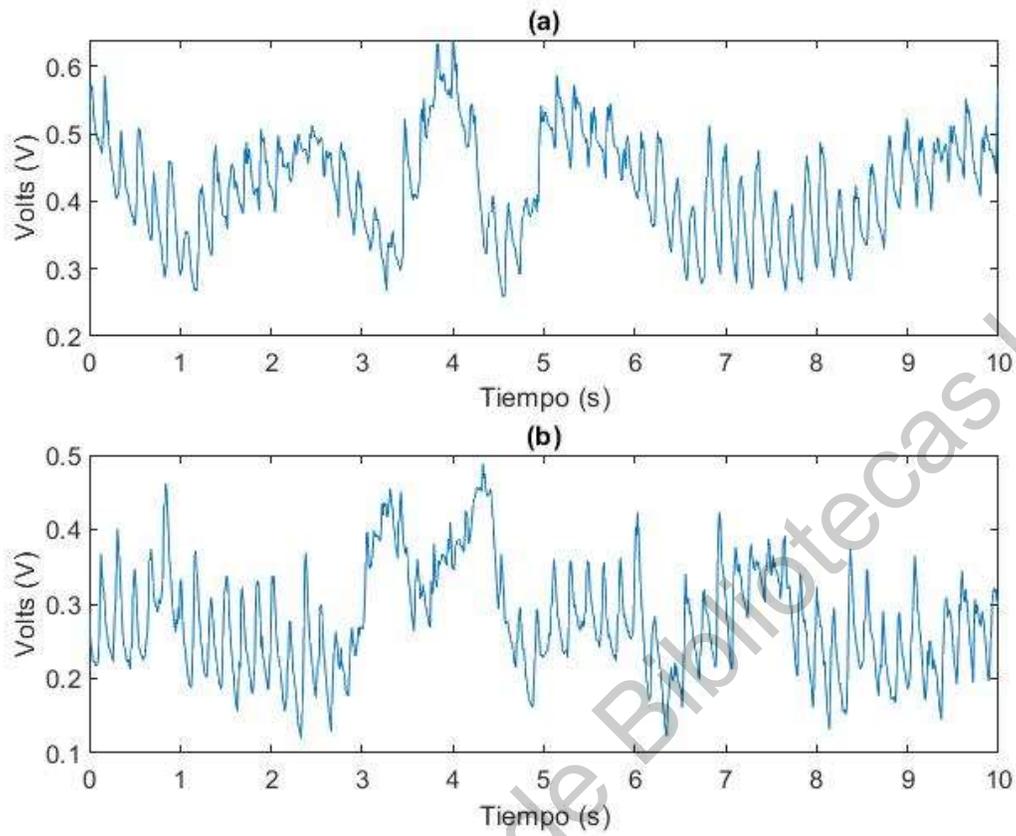


Figura 4.4 Señal adquirida de los músculos (a) BB y (b) SC.

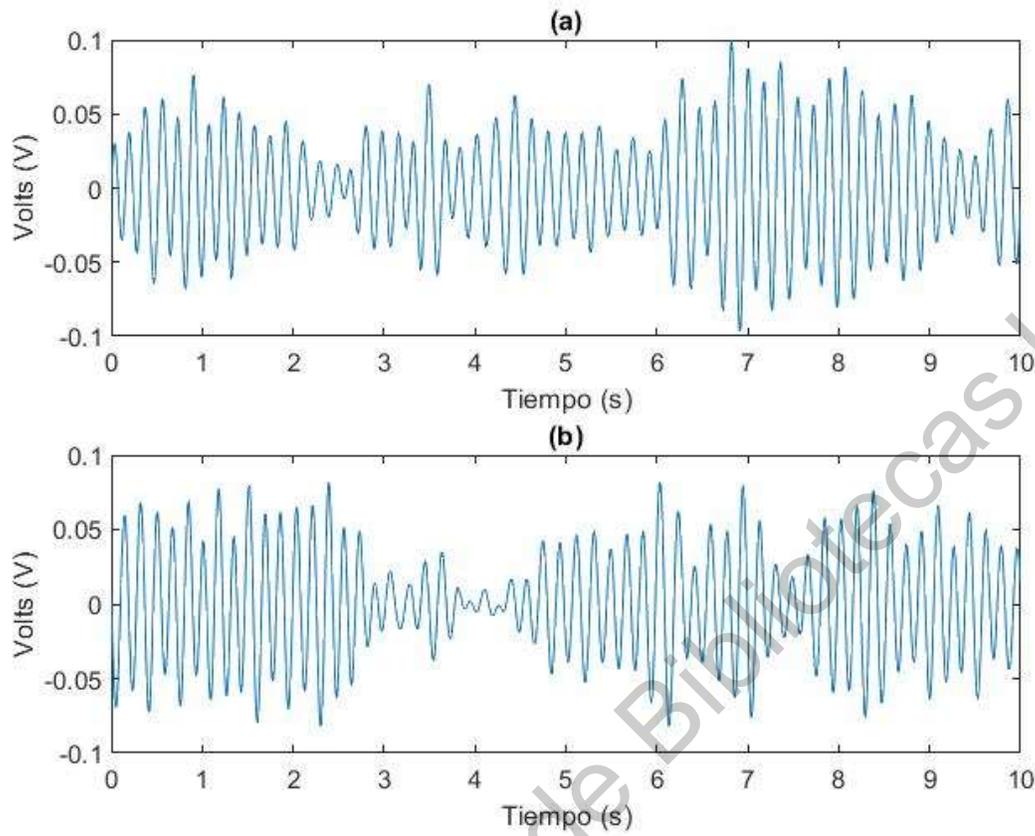


Figura 4.5 Señal filtrada en la región de 3 a 7 Hz para los músculos (a) BB y (b) SC.

Las señales filtradas, fueron analizadas para estimar la frecuencia del TP a través de la transformada corta de MUSIC. La Figura 4.6 muestra las frecuencias estimadas para los músculos BB y SC, de las que se presenta una frecuencia promedio de 5.6211 Hz y otra de 5.6086 Hz para los músculos BB y SC respectivamente.

La Tabla 4.1 resume el valor de las frecuencias estimadas para cada paciente y cada prueba. Como se puede observar, los valores están alrededor de la banda de frecuencia característica de un TP entre 3 y 7 Hz. También se puede notar que la variación de las frecuencias entre pacientes se debe a la descripción de las bioseñales en la literatura, las cuales se describen como deterministas o aleatorias dado que no pueden ser descritas mediante una función matemática y no son periódicas presentando valores transitorios de amplitud y frecuencia (Enderle John,

2012). Estas variaciones también pueden deberse a que cada paciente presentaba una edad distinta y un tiempo con diagnóstico clínico de EP diferente. En lo que respecta a la variación de las frecuencias entre señales del mismo paciente se debe a que las señales EMG son un registro de la actividad eléctrica del músculo esquelético, que es utilizado para el diagnóstico de trastornos neuromusculares y se define como una señal aleatoria. Endere & Bronzino (2012) mencionan que las bioseñales aleatorias EMG tienen propiedades estadísticas que varían con el tiempo y la identificación de estos patrones juega un papel importante para el procesamiento adecuado de la señal; por ende la evaluación de las frecuencias del presente trabajo de tesis se basa en parámetros estadísticos como la media.

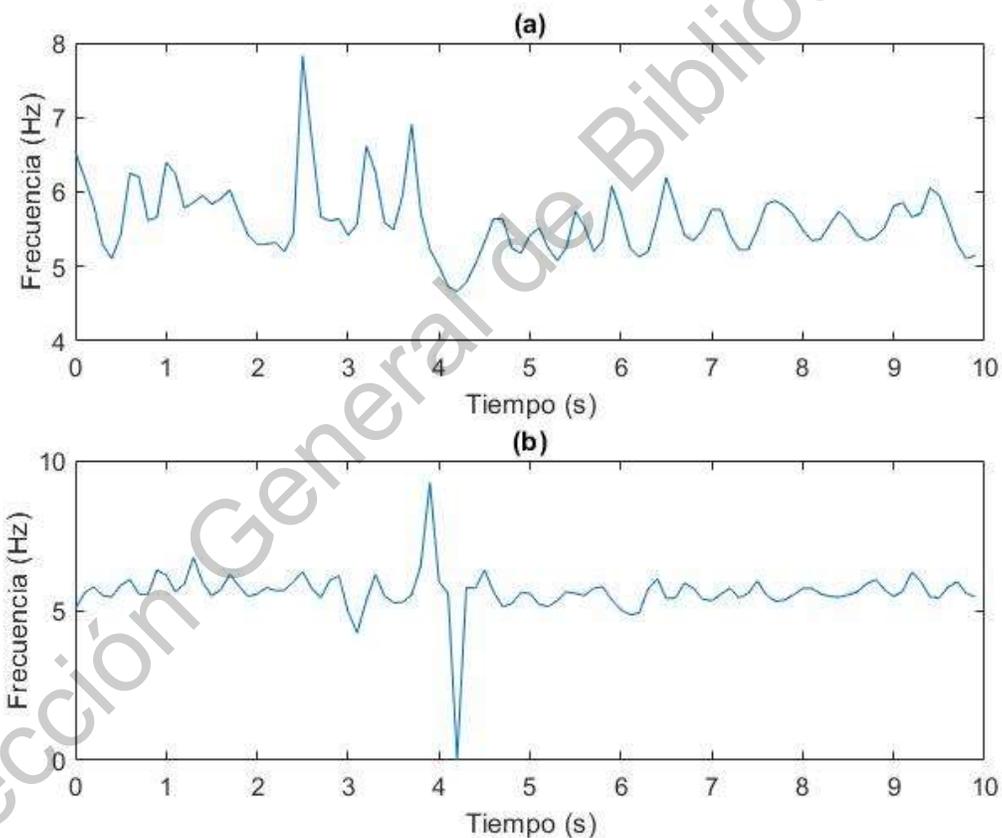


Figura 4.6 Frecuencias instantáneas estimadas a partir de la transformada corta de MUSIC para el paciente 1 de los músculos (a) BB y (b) SC.

Tabla 4.1 Frecuencias estimadas para los diferentes pacientes y pruebas realizadas.

No. Paciente	Muscu lo	Prueba (Hz)									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	BB	5.97	5.80	5.55	5.61	5.62	5.63	5.62	5.41	5.84	5.50
	SC	5.90	5.70	5.25	5.58	5.60	5.75	5.21	5.08	5.76	5.57
2	BB	6.01	5.73	5.45	5.49	5.41	5.60	5.68	5.47	5.55	5.66
	SC	5.81	5.73	5.37	5.31	5.20	5.61	5.60	5.50	5.45	5.74
3	BB	3.78	3.77	4.09	4.29	5.28	4.24	4.15	4.24	3.64	4.07
	SC	3.90	3.93	4.18	4.17	4.38	4.13	3.92	4.37	4.14	4.20
4	BB	4.11	3.52	3.39	4.74	4.20	4.10	3.60	3.67	4.05	3.80
	SC	3.78	4.17	4.43	5.15	4.77	4.91	4.63	4.52	4.52	4.42
5	BB	5.06	4.48	4.76	4.57	5.30	4.75	4.53	4.48	4.41	4.60
	SC	4.18	4.69	4.54	4.51	4.16	4.30	4.78	4.14	4.20	4.50
6	BB	3.72	3.95	3.71	4.86	3.65	4.03	4.29	3.78	4.40	4.63
	SC	4.88	4.95	4.88	4.48	4.52	4.39	4.74	3.87	4.12	3.89
7	BB	4.35	4.60	4.86	4.77	4.80	4.71	4.72	4.79	4.68	7.76
	SC	4.80	4.37	5.34	5.03	4.46	5.53	4.43	4.88	4.22	4.42
8	BB	4.45	4.75	4.60	4.71	5.31	4.97	4.73	4.95	5.47	4.66
	SC	4.80	4.50	4.73	4.62	4.89	5.57	4.81	4.73	4.96	4.75
9	BB	4.08	3.84	3.00	3.56	3.58	3.84	4.01	3.79	3.90	3.26
	SC	4.67	4.94	4.10	4.38	4.60	4.36	4.02	4.29	4.10	4.31
10	BB	3.39	3.91	3.74	4.15	3.74	4.06	4.61	4.88	5.01	4.77
	SC	3.68	3.75	3.46	4.48	3.68	4.99	4.20	4.19	4.72	5.08

Posteriormente, las frecuencias identificadas para ambos músculos a través de la transformada corta de MUSIC son empleadas para fijar un último filtrado a $\pm 1.5\text{Hz}$ de distancia de dicha frecuencia promedio con el objeto de aislar efectivamente las frecuencias relacionadas con el TP del ruido contenido en la señal. La Figura 4.7 muestra la señal filtrada para una distancia de $\pm 1.5\text{Hz}$ de la frecuencia promedio relacionada con el TP. Como se observa en esta figura, las

señales presentan un menor número de oscilaciones en comparación las señales mostradas en la Figura 4.5, indicando que la cantidad de ruido ha sido disminuida y los datos se enfocan más en la frecuencia relacionada con el TP.

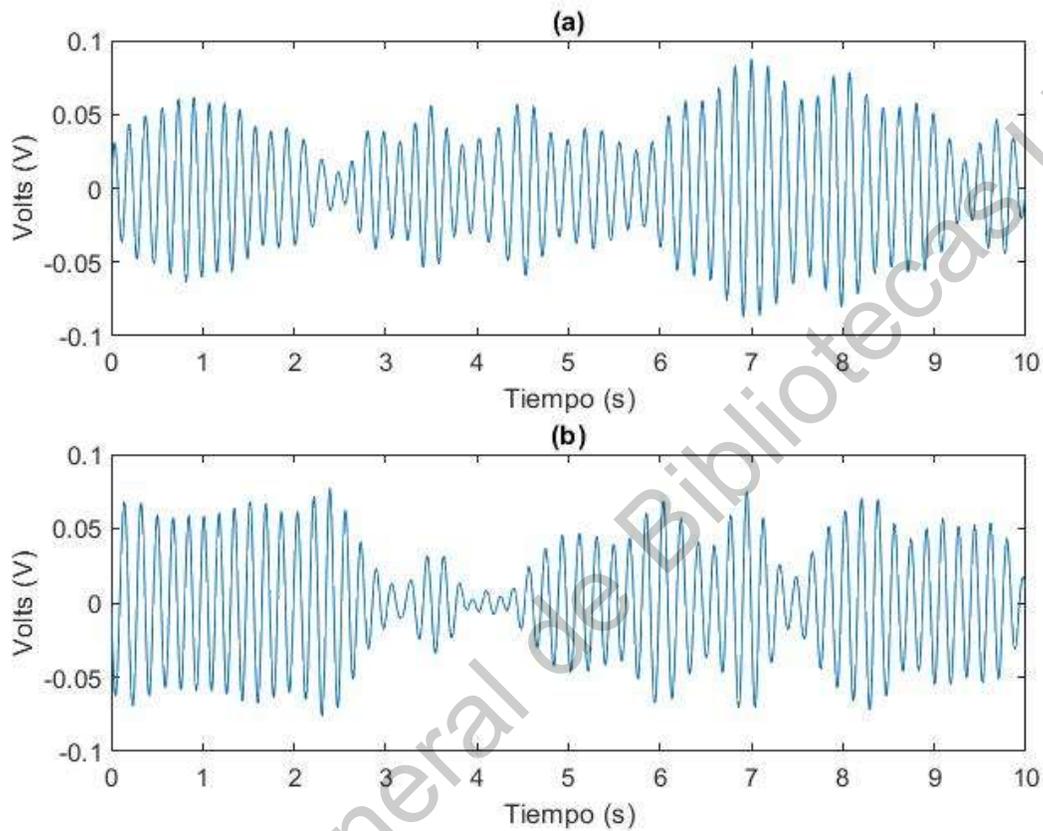


Figura 4.7 Señales filtradas a una distancia de $\pm 1.5\text{Hz}$ de la frecuencia identificada por la transformada MUSIC para los músculos (a) BB y (b) SC.

Una vez aisladas las frecuencias relacionadas con el TP, estas son desfasadas 180° o en contrafase a través de la transformada de Hilbert (ver Figura 4.8), lo que permitiría aminorar las oscilaciones del TP, ya que estas señales restarían el movimiento rítmico producido por el TP en el paciente.

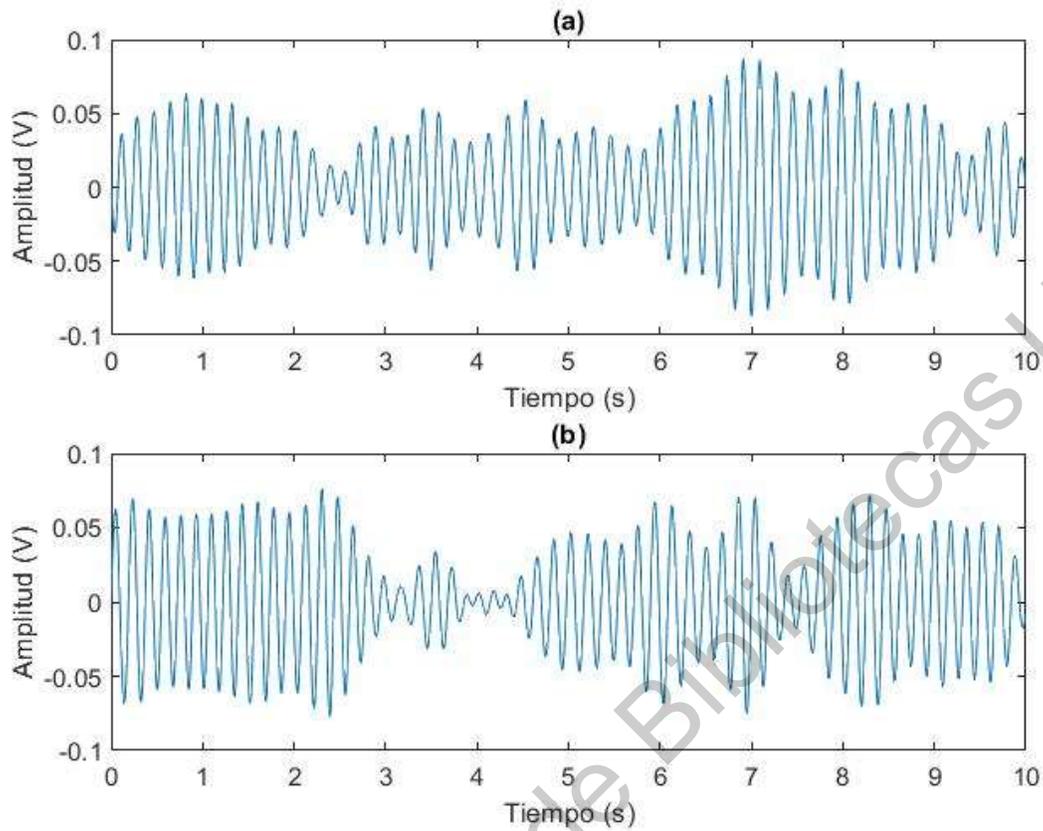


Figura 4.8 Señal invertida a través de la amplitud instantánea obtenida con transformada de Hilbert de los músculos (a) BB y (b) SC

Finalmente, el espectro de Fourier de las señales invertidas es obtenido con el objeto de observar la frecuencia que se estaría enviando al paciente (ver Figura 4.9). De acuerdo a esta figura, se observa que las frecuencias que se enviarían a los músculos del paciente serían ciertamente las relacionadas con el TP.

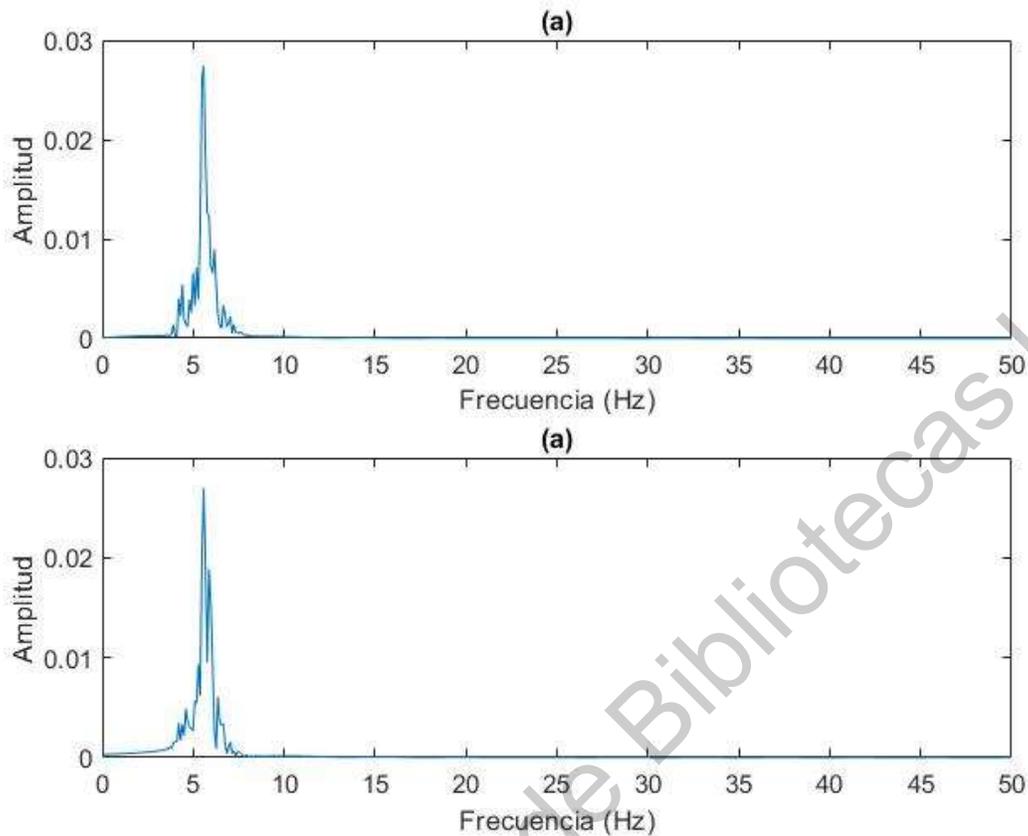


Figura 4.9 Espectro de Fourier de las señales invertidas para los músculos (a) BB y (b) SC

4.3 DISCUSIÓN

El TP es uno de los síntomas más notorios de la enfermedad de Parkinson y, la mayoría de las veces, su detección se basa en la valoración subjetiva de los síntomas presentados; esto ocasiona que, a menudo, el diagnóstico del tremor suele ser erróneo debido a que las frecuencias en las que se presentan los tremores suelen ser muy similares independientemente de la patología causante (Rodríguez & Amaya, 2009). En este sentido, el presente trabajo de tesis propone una metodología viable y práctica con el fin identificar la frecuencia del TP objetivamente y con un nivel de precisión aceptable.

Los resultados obtenidos muestran que el método de análisis de señales propuesto en esta tesis permite la identificación y el aislamiento de las frecuencias

relacionadas con el TP empleando señales EMG, las cuales están embebidas en una gran cantidad de ruido y presentan propiedades no estacionarias (Endere, 2012), mismas que fueron claramente identificadas por los métodos de procesamiento propuestos en la presente tesis.

A diferencia de otros trabajos donde emplea un acelerómetro para la identificación del TP, la presente metodología emplea señales EMG, las cuales brindan información adecuada de la contracción y actividad de los músculos relacionados con el TP. De la misma manera, la metodología propuesta en esta tesis presenta una reducción en la carga computacional en comparación de otras metodologías donde han empleado señales EMG para la identificación del TP en pacientes con EP. Por ejemplo, Vázquez et al. (2017) combinaron la descomposición completa empírica de modos con ruido adaptativo (CEEMDAN), la HT y la FFT para identificar la frecuencia relacionada con el TP. Los resultados obtenidos indican que la CEEMDAN permite detectar el ancho de banda específico del TP, a costa de un gran tiempo de cómputo. Por su parte, MUSIC permite estimar las frecuencias de una señal sin requerir una gran cantidad de muestras, como la CEEMDAN, pudiendo obtener con ella una respuesta prácticamente inmediata. Al brindar una respuesta instantánea es posible invertir la señal y enviarla a través de electrodos superficiales en la piel, produciendo una diferencia de potencial en el músculo provocando una contracción involuntaria con la misma intensidad y en sentido opuesto al TP regulándolo o disminuyéndolo. Este procedimiento además permite aislar la señal efectivamente con la intención de que en un futuro pudiera generarse una señal con información contraria específica del temblor en cada paciente y ser enviada en una dirección opuesta, es decir, revertirla la contracción del músculo. Una alternativa de esta naturaleza podría aminorar el TP en el paciente, incrementando quizás su funcionalidad y ayudándole a recuperar un cierto nivel de independencia. Sin embargo, estas ideas son aun prematuras y requerirán de otros estudios futuros más elaborados y complejos.

Finalmente, el método utilizado en esta tesis demostró de manera analítica que es capaz de identificar la frecuencia del temblor con un error del 0.67%, lo que

ayudaría a reducir el TP en aproximadamente el 75%; sin embargo, esto debe ser validado de forma experimental en un trabajo futuro. En vista de que el presente proyecto de investigación se encuentra en las primeras etapas de desarrollo, estableciendo las bases para la medición y análisis del TP a nivel conceptual, cualquier futuro estudio que intente poner en práctica la metodología que aquí se presenta deberá priorizar la seguridad del paciente y asegurar que el estudio cumpla con los principios éticos de investigación establecidos por los organismos médicos nacionales e internacionales. En este momento no es posible realizar dichas pruebas en pacientes con diagnóstico clínico de EP, no solo por cuestiones éticas sino por otras responsabilidades de tipo social-profesional y económico. Por lo tanto, con los avances de la investigación realizada hasta el momento se logra evaluar objetivamente el TP mediante el análisis de señales mioeléctricas y con ello se mejoran las técnicas existentes utilizadas en el análisis de señales EMG de pacientes con EP.

CAPÍTULO V

Conclusiones y prospectivas

Si bien el presente trabajo de tesis hace una aportación importante en varios campos del ámbito médico, como lo son el procesamiento de bioseñales, temores y EP, también abre preguntas y oportunidades. Es por ello que para finalizar este trabajo, el presente capítulo se centra en expresar las conclusiones y perspectivas obtenidas a lo largo de la investigación realizada con el objeto de que en un futuro se pueda darle continuidad a la investigación y demostrar los beneficios de la presente investigación de forma aplicada.

5.1 Conclusiones

La estimación precisa de la frecuencia instantánea del TP es factible a través del análisis de señales EMG de los músculos BB y SC. El desarrollo de un sistema basado en el procesamiento avanzado de señales tales como filtros digitales, HT y MUSIC es útil para llevar a cabo la evaluación de dicho temer. Las técnicas antes mencionadas permiten evaluar las características de las señales EMG y con ello estimar la frecuencia del TP con un margen de error mínimo; esta información brinda oportunidad de crear una señal inversa que sea capaz de reducir el TP en un 75%.

El método que aquí se propone avanza la técnica y los conocimientos de evaluación del TP, aislando la señal, disminuyendo el ruido, corroborando las medidas de frecuencia del temer (3-7 Hz) e incrementando la precisión de resolución de la señal causante del TP. El procesamiento también tiene la ventaja de reducir la carga computacional y optimizar la obtención de características instantáneas de una señal EMG, lo que permitiría una implementación en línea.

Finalmente, se debe señalar que la propuesta sirve como base para desarrollar un sistema bidireccional que permita adquirir, procesar y generar una señal inversa a la adquirida con el objeto de regular el TP.

4.2 Prospectivas

Partiendo de los resultados obtenidos y las conclusiones expuestas en el apartado anterior, a continuación se plantean algunas consideraciones y prospectivas para futuras investigaciones y avances sobre el tema:

1. Es indispensable extrapolar los hallazgos de este trabajo a situaciones prácticas de la vida cotidiana de tal manera que pacientes con EP reciban directamente los beneficios de investigaciones como esta. Por ello se sugiere realizar pruebas en pacientes con EP con el fin de probar la eficacia de la reducción del TP de manera experimental-aplicada y no únicamente a nivel teórico.
2. Sería beneficioso realizar un estudio de evaluación de señales EMG causantes del TP utilizando otras técnicas como filtros adaptativos, o técnicas Tiempo-frecuencia para incrementar la disminución del TP de manera analítica en más de un 75% de tal manera que se pudiera contar con resultados más prometedores respecto a la restauración de la autonomía del paciente.
3. Considerando la aplicabilidad cotidiana y alcances del estudio se podrían estudiar otro tipo de temblores o aquellos TP que se presentan en otras partes del cuerpo, de ahí se sugiera aplicar la metodología propuesta en miembros inferiores para realizar la evaluación de la locomoción en pacientes con EP. Esta evaluación utilizaría también las señales EMG y exploraría la posibilidad de adaptar la regulación del TP en miembros inferiores. La extensión de esta investigación a los miembros inferiores resultaría importantísima para los pacientes con EP, ya que al ser esta una enfermedad que puede afectar la movilidad en diversas partes del cuerpo tales como miembros superior e inferior y mandíbula llega a incapacitar severamente al individuo que la padece.

En breve, el presente trabajo de tesis siembra las bases para optimizar la evaluación del TP mediante señales EMG de los músculos superficiales involucrados con el TP. Si existe interés entre profesionales de la materia, se podría

fomentar el desarrollo de una línea de investigación en el campo de la neurofisiología con la intención de buscar el mejorar los estudios de EMG invasivos en pacientes con alguna patología neuromuscular como el Parkinson, realizando un examen EMG mediante electrodos superficiales colocados en los músculos y realizando una evaluación de características instantáneas.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

REFERENCIAS

Drucker R. (2011). No todo lo que tiembla es Parkinson. *Ciencia Síndrome Metabólico*, 62, 60-67.

Peñas D. (2015). *El libro blanco del Parkinson en España*. España: Real Patronato Sobre Discapacidad.

Ojeda, M., Rodríguez, F., & Sánchez, L. (2009). Diagnóstico diferencial del temblor. *Acta médica grupo ángeles*, 7(3), 143-149.

Mansur, P., Cury, L., Andrade, A., Pereira, A., Miotto, G., Soares, A., & Naves, E. (2007). A review on techniques for tremor recording and quantification. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 35(5).

Salarian, A., Russmann, H., Wider, C., Burkhard, P., Vingerhoets, F., & Aminian, K. (2007). Quantification of tremor and bradykinesia in Parkinson's disease using a novel ambulatory monitoring system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(2), 313-322.

Rigas G. (2012). Assessment of tremor activity in the Parkinson's disease using a set of wearable sensors, 478-87. 29/06/2018, De pubmed.gov Base de datos.

Diario de Querétaro. (2019). Parkinson, el padecimiento neurológico más frecuente. *Diario de Querétaro*, 5

Amezquita, J. (2014). Signal Processing Techniques for Vibration-Based Health Monitoring of Smart Structures. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 23, 1-15. 28/06/2018, De Springer Link Base de datos.

Godínez B., Stack, S., Dorantes, M., Mejía, R. (2017). Evaluación del Movimiento a través de Acelerometría en Pacientes con Enfermedad de Parkinson. *Memorias del Congreso nacional de ingeniería biomédica*, XL, 138-141.

Mayo Clinic. (2019). Diagnóstico y tratamiento enfermedad de Parkinson. 12/08/2019, de MAYO CLINIC Sitio web: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/parkinsons-disease/diagnosis-treatment/drc-20376062>

Vázquez, S., Amézquita, J., González, G., Santana, J. (2017). Guante inhibidor del tremor parkinsoniano mediante un sistema de cuantificación y regulación de los movimientos involuntarios. *NTHE*, 19, 72-79.

Bravo, I., Sánchez, P., Méndez, D., & Rodríguez, A. (2017). Evaluación del movimiento a través de acelerometría en pacientes con enfermedad de Parkinson. In *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica* (Vol. 4, No. 1, pp. 138-141).

Fernández, W., (2000). Temblor. En *Guía neurológica* 2(85-92). Colombia: Exlibris Editoriales sa.

Latarjet, M., Ruiz, A. (2011). *Anatomía Humana*. Argentina: Panamericana.

Guerrero, J. (2010). Bioseñales. En *Escuela Técnica Superior d' Ingeniería* (2.1-2.29). Valencia: Universidad de Valencia.

Raez, M., Hussain, M., Mohd F., et al. (2006), "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications.", *biol. Proced. Online*, vol 8, no 1 pp. 11-35

Tapia, B., Israel, T., Vianey & Candolfi, Norma. (2017). Métodos de adquisición de bioseñales con sensores sEMG: revisión de sistemas actuales. 1. 1-9.

Sacchettoni, S., Del Corral, J., & Abud, J. (2009). Implantación de Electroestimuladores Cerebrales Profundos para Enfermedad de Parkinson en Núcleos Subtalámicos sin Microregistro Intraoperatorio. *Informe Médico*, 11(3)

Ruiz, C., Amezquita J., Pérez, C. (2019). Metodología basada en la transformada wavelet y los parámetros de Hjorth para la clasificación de Imaginación motora usando señales electroencefalográficas. Santiago de Querétaro, Querétaro: Universidad Autónoma de Querétaro.

Osorio, J., Garzón, H., & Osorio, J. (2008). Fundamentos y aplicación del muestreo en señales ubicadas en las bandas altas del espectro. *Scientia et technica*, 14(39), 37-42.

Mendoza, L. (2016). Teorema del Muestreo. Departamento de Maestría DICIS-UG.

Vignolo, J. (2008) Introducción al procesamiento de señales digitales. Ediciones Universitarias de Valparaíso. Pontificia Universidad Católica de Valparaíso.

Álvarez, P. (2012). Medición del tremor fisiológico por medio de acelerometría. trabajo de grado como requisito para optar por el título de ingeniera en mecatronica. Bogotá, universidad MILITAR NUEVA GRANADA.

Almira, J. (2005). Matemática para recuperación de señales. Grupo editorial Universitario.

Pinzón, R., Orozco, A., & Castellanos, G. (2009). Caracterización multicanal no lineal de señales emg con la transformada hilbert-huang. Scientia et technica, 15(41), 36-41.

Carmona, A., & Poveda, G. (2012). Aplicación de la transformada de hilbert-huang en la detección de modos de variabilidad hidroclimática en Colombia. Dyna, 79(175), 72-80.

Amezquita, J. (2014). Signal Processing Techniques for Vibration-Based Health Monitoring of Smart Structures. Archives of Computational Methods in Engineering, 23, 1-15. 28/06/2018, De Springer Link Base de datos.

Colominas, M., Schlotthauer, G., Flandrin, P., & Torres, M. (2011). Descomposición empírica en modos por conjuntos completa con ruido adaptativo y aplicaciones biomédicas. In XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería y VII Jornadas de Ingeniería Clínica, Mar del Plata, Argentina.

Álvarez, J., Bos, L., Michael, K., & Martínez, G. (2008). Implementación de Filtros Digitales Tipo FIR en FPGA. Polibits, (37), 83-87.

Bracero, W. (1996). Diseño y construcción de un electroestimulador muscular (Bachelor's thesis, Quito: EPN, 1996.).

Amezquita, J., Park, H., & Adeli, H. (2017). A novel methodology for modal parameters identification of large smart structures using MUSIC, empirical wavelet transform, and Hilbert transform. Engineering Structures, 147, 148-159.

Cuevas, E., & Oliva, D. A. (2013). Modelado de filtros IIR usando un algoritmo inspirado en el electromagnetismo. *Ingeniería, investigación y tecnología*, 14(1), 125-138.

Newton, C. (2016). Electroestimulador 555 (CIR466S). 9/02/2020, de NCB Sitio web: <https://www.incb.com.mx/index.php/banco-de-circuitos/25-instrumentacion/898-electroestimulador-555-cir466s>

Vázquez, S., Pérez, C., Amézquita, J., & Gonzales, G. (2018). Evaluación del temblor Parkinsoniano mediante la descomposición y el análisis de señales mioeléctricas. In *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica* (Vol. 5, No. 1, pp. 162-165).

Moreno, A., Pérez, A., Domínguez, A., Valtierra, M., Chávez, O., & Amézquita, J. (2018). Sensors used in structural health monitoring. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 25(4), 901-918.

Advanced technologies, (2015). Myoware TM muscle sensor (AT-04-001) DATASHEET. 11/02/2020, de Advancer technologies Sitio web: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>

Moore, H., Olguín, V., & Nuño, R. (2007). *Matlab para ingenieros* (No. 620.0013 M66 2007.). Pearson Educación.

Proakis, J., & Manolakis, D. (2007). *Tratamiento digital de señales* (pp. 458-473). Pearson Prentice-Hall.

Osorio, J., Garzón, H., & Osorio, J. (2008). Fundamentos y aplicación del muestreo en señales ubicadas en las bandas altas del espectro. *Scientia et Technica*, 14(39), 37-42.

Altamirano, C., & Flores, D. (2019). *Filtros activos con respuesta chebyshev inverso* (Bachelor's thesis, Quito).

Bioingeniería estética. (2018). *Manual de uso electroestimulador*. 11/02/2020, de bioingeniería estética Sitio web: <http://bioingenieriaestetica.com/wp-content/uploads/2018/12/MANUAL-ELECTROESTIMULADOR-COMPRIMIDO.pdf>

Coughlin, R., & Driscoll, F. (1999). *Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales*. Pearson educación.

De la Rosa, J. (2001). Circuitos electrónicos con amplificadores operacionales: problemas, fundamentos teóricos, técnicas de identificación y análisis. Marcombo.

Advanced Technologies, (2016). MyoWare Muscle Sensor. 21/03/2020, de
advancer technologies Sitio web:
<http://www.advancertechnologies.com/p/myoware.html>

Enderle, J., & Bronzino, J. (2012). Introduction to biomedical engineering.
Academic press.

Dirección General de Bibliotecas UAQ

Dirección General de Bibliotecas UAQ

Anexos

Anexo 1.1 Carta de consentimiento informado

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Lugar y fecha: _____

Por medio del presente acepto participar en el protocolo de investigación titulado: **“Dispositivo regulador del tremor parkinsoniano mediante el análisis y la evaluación de señales mioeléctricas”**. cuyo objetivo es: Determinar y encontrar indicadores propios del tremor parkinsoniano mediante el estudio de las señales mioeléctricas en los músculos Biceps braquial y Supinador corto.

Se me ha explicado que mi participación consistirá en: la medición del tremor parkinsoniano o movimientos involuntarios, se colocarán 3 electrodos en la parte del antebrazo y 3 en la parte superior del brazo. Posteriormente se llevará a cabo el muestreo de la señal, se obtendrán 10 señales de 15 segundos cada una, la duración de la prueba será de aproximadamente 2:30 minutos. Entiendo que conservo el derecho de retirarme del estudio en cualquier momento en que lo considere conveniente. El investigador responsable se ha comprometido a proporcionarme la información actualizada que se obtenga durante el estudio, aunque esta pudiera cambiar de parecer respecto a mi permanencia en el mismo. El número telefónico al cual puedo comunicarme en caso de emergencia, dudas o preguntas relacionadas con el estudio: _____

El Investigador Responsable se ha comprometido a darme información oportuna sobre cualquier procedimiento alternativo, así como a responder cualquier pregunta y aclarar cualquier duda que le plantee.

Nombre y firma del paciente

Investigador responsable

Anexo 1.2 Carta confidencialidad

Lugar y fecha: _____

Por medio de la presente yo, **Salvador Agustín Vázquez Aguilera**, en calidad de investigador del proyecto titulado **“Dispositivo regulador del tremor parkinsoniano mediante el análisis y la evaluación de señales mioeléctricas”**, entiendo que toda aquella información brindada por el paciente es de carácter confidencial y queda prohibido cualquier tipo de revelación o divulgación por cualquiera de las partes por medios escritos, orales o de cualquier otra forma.

Me comprometo a restringir el acceso a la información confidencial solo a aquellas personas vinculadas al proyecto de investigación en calidad de investigadores o auxiliares de investigación que tengan necesidad de conocerla para el desarrollo del mismo y por tanto mantener la más estricta confidencialidad y no revelar a otras personas físicas o morales cualquier información confidencial con otros fines distintos a los del proyecto.

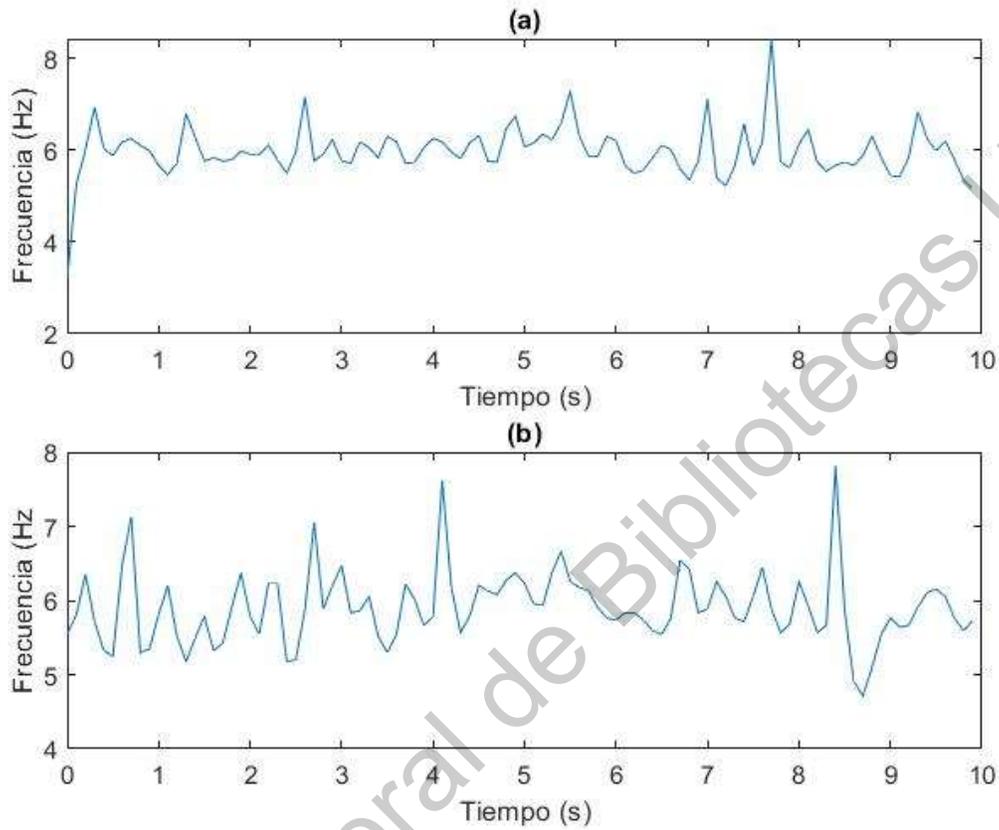
Una vez recibida la información será responsabilidad de la parte receptora el correcto tratamiento de la información para preservar su carácter confidencial.

De la misma manera doy seguridad de que no se identificará al paciente en presentaciones o publicaciones que deriven de este estudio y que los datos personales recaudados en el presente estudio serán manejados de forma confidencial.

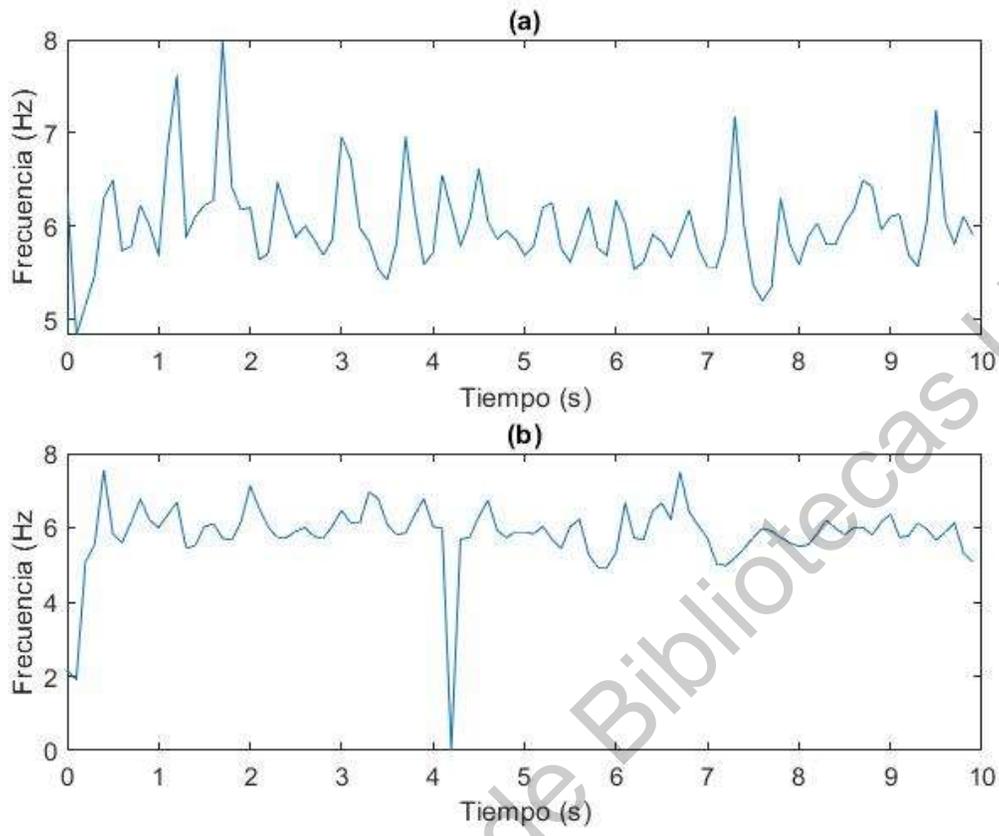
Nombre y firma del paciente

Investigador responsable

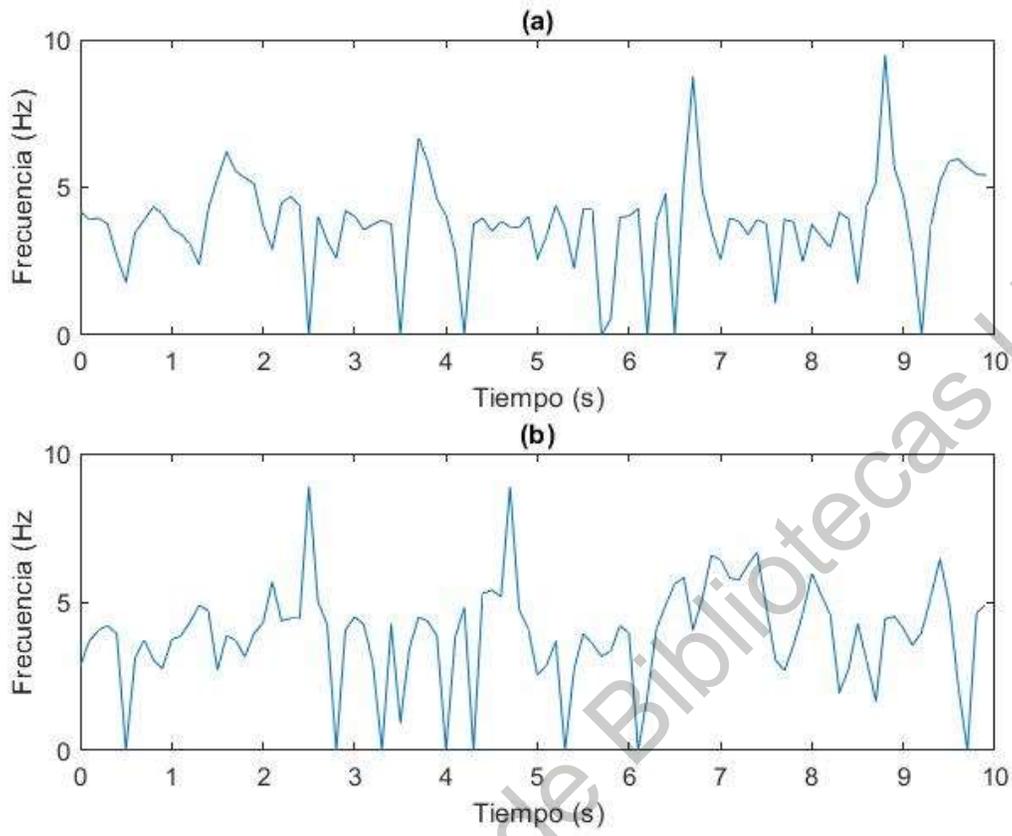
Anexo 1.3 Frecuencias estimadas de la prueba 1 de cada paciente en función del tiempo a través de Music corta.



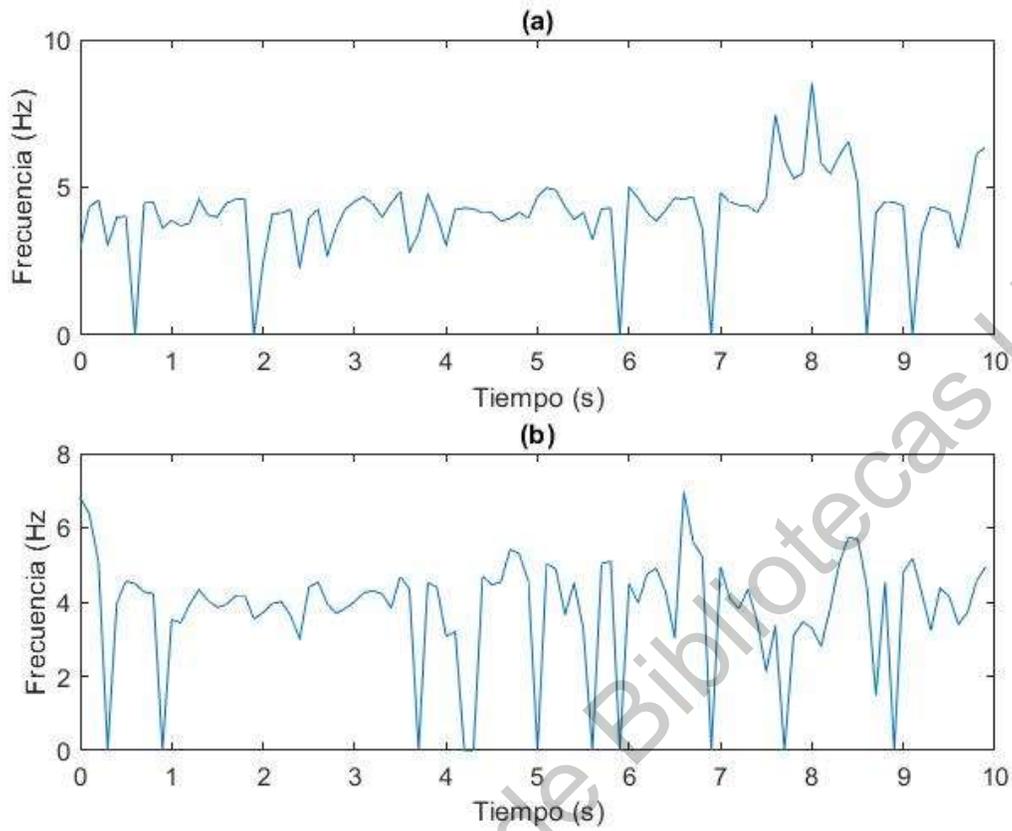
Frecuencias instantáneas estimadas a partir de la transformada corta de MUSIC para el paciente 1 de los músculos (a) BB y (b) SC



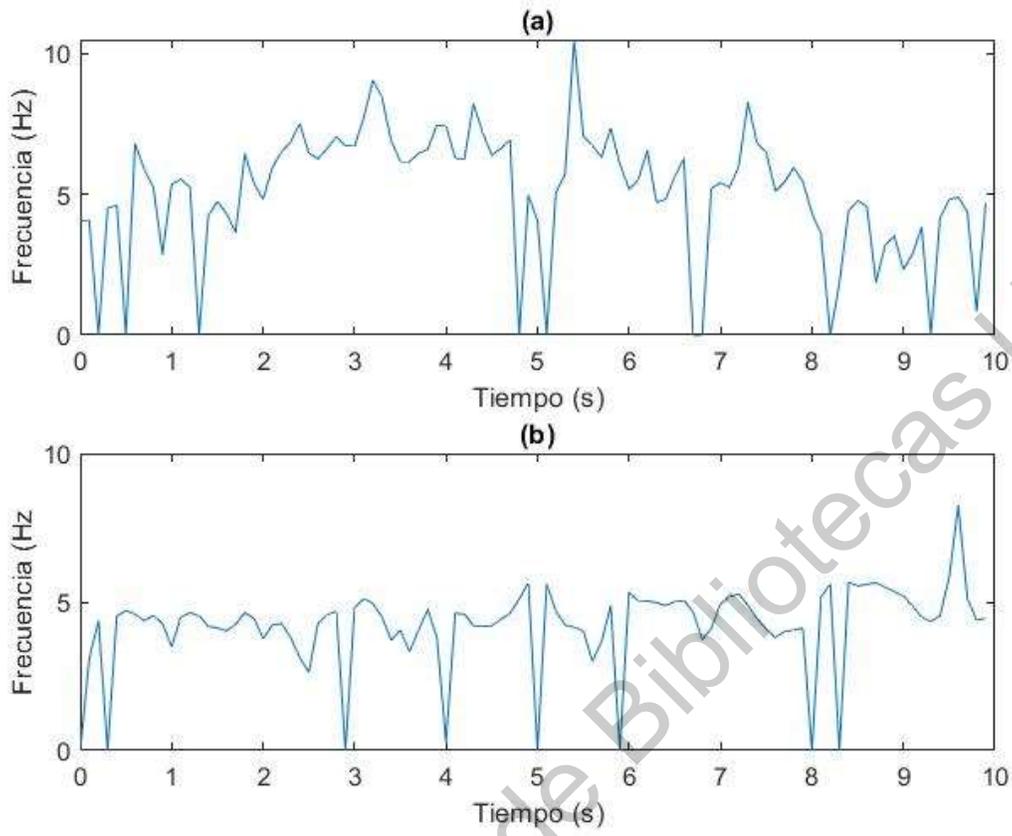
Frecuencias instantáneas estimadas a partir de la transformada corta de MUSIC para el paciente 2 de los músculos (a) BB y (b) SC



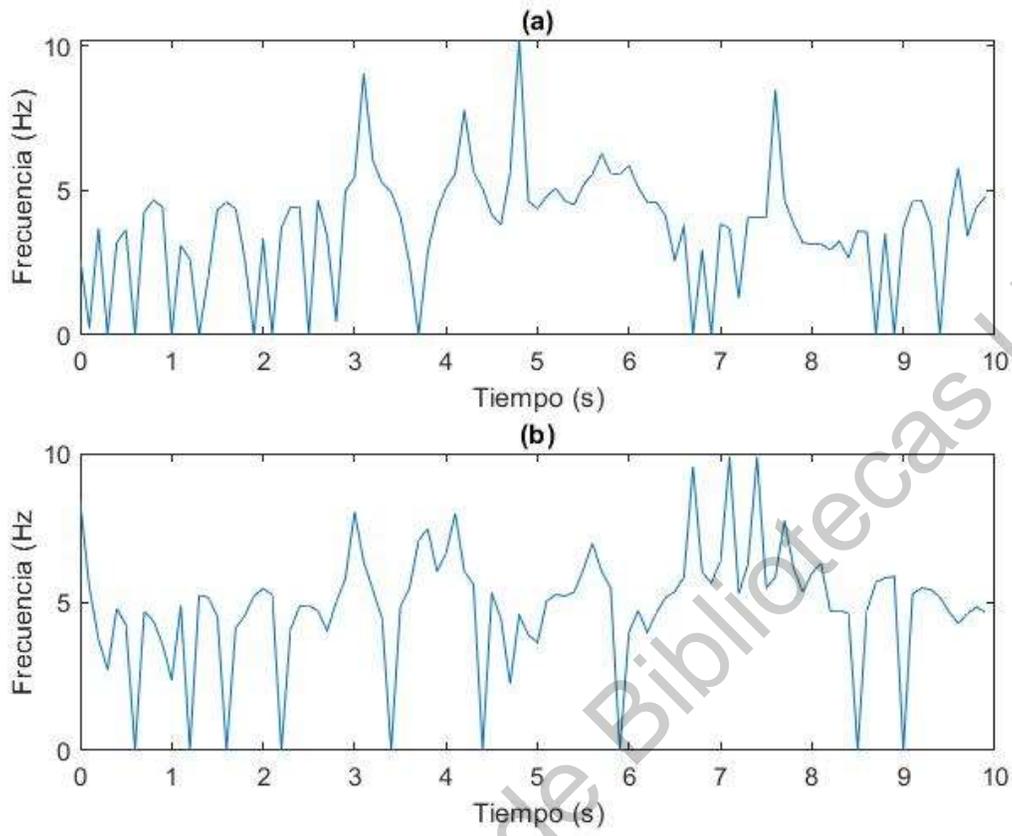
Frecuencias instantáneas estimadas a partir de la transformada corta de MUSIC para el paciente 3 de los músculos (a) BB y (b) SC



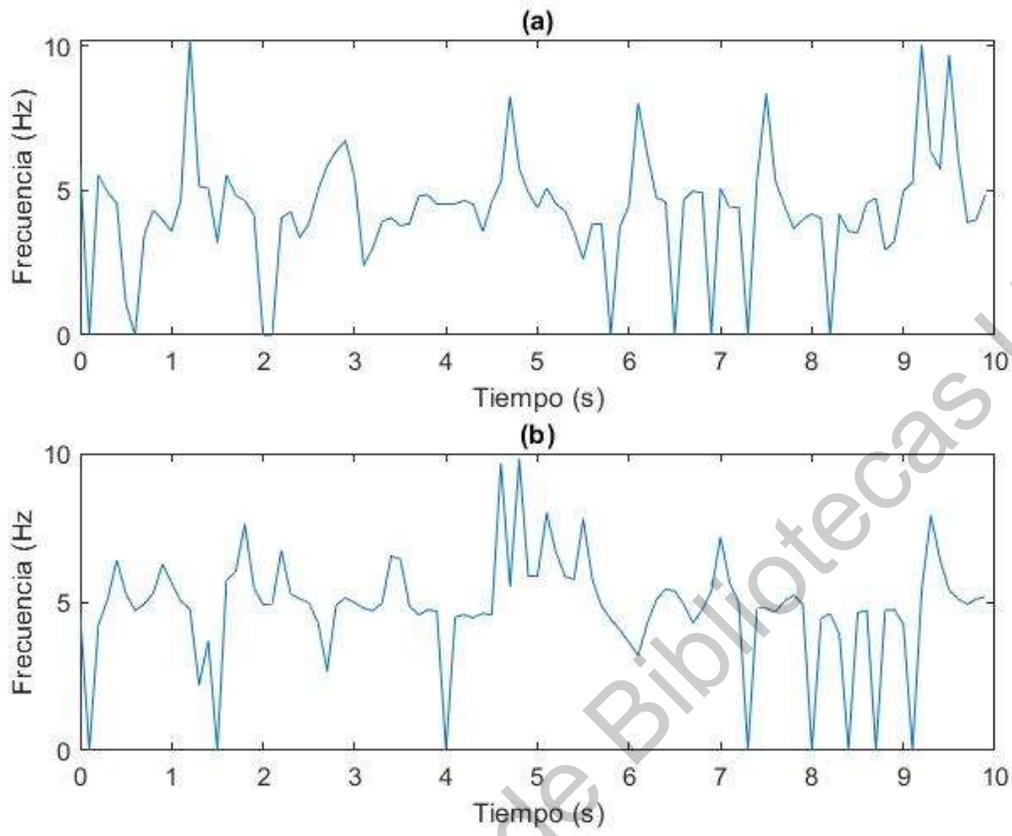
Frecuencias instantáneas estimadas a partir de la transformada corta de MUSIC para el paciente 4 de los músculos (a) BB y (b) SC



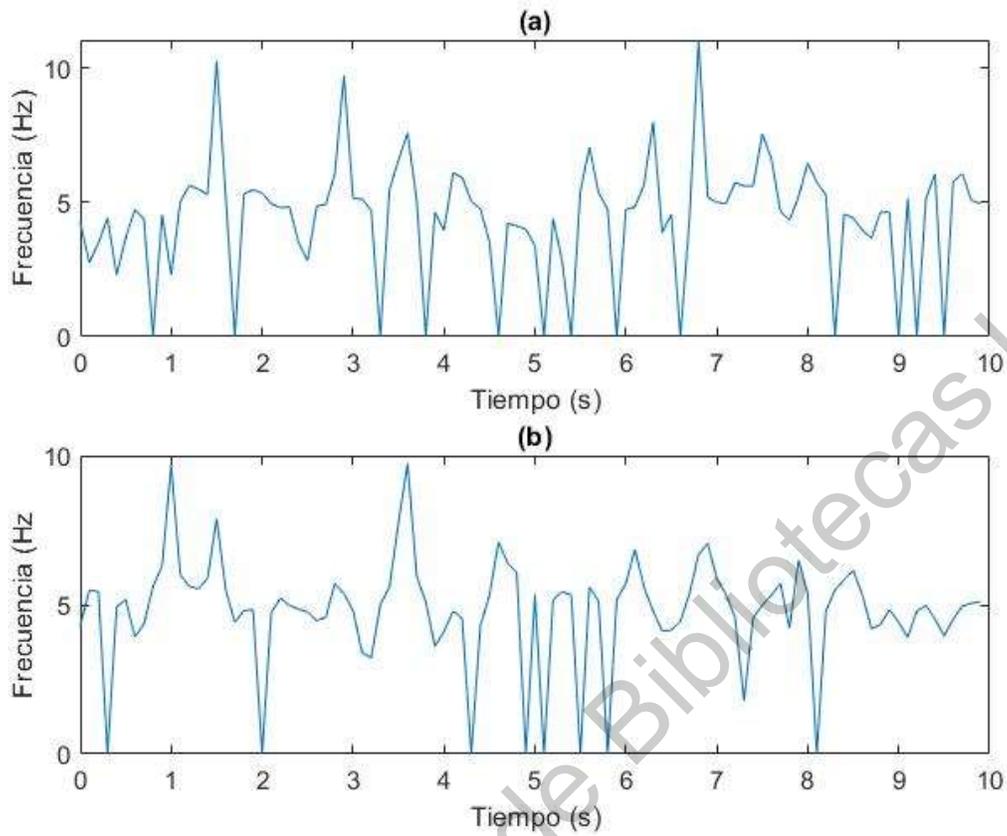
Frecuencias instantáneas estimadas a partir de la transformada corta de MUSIC para el paciente 5 de los músculos (a) BB y (b) SC



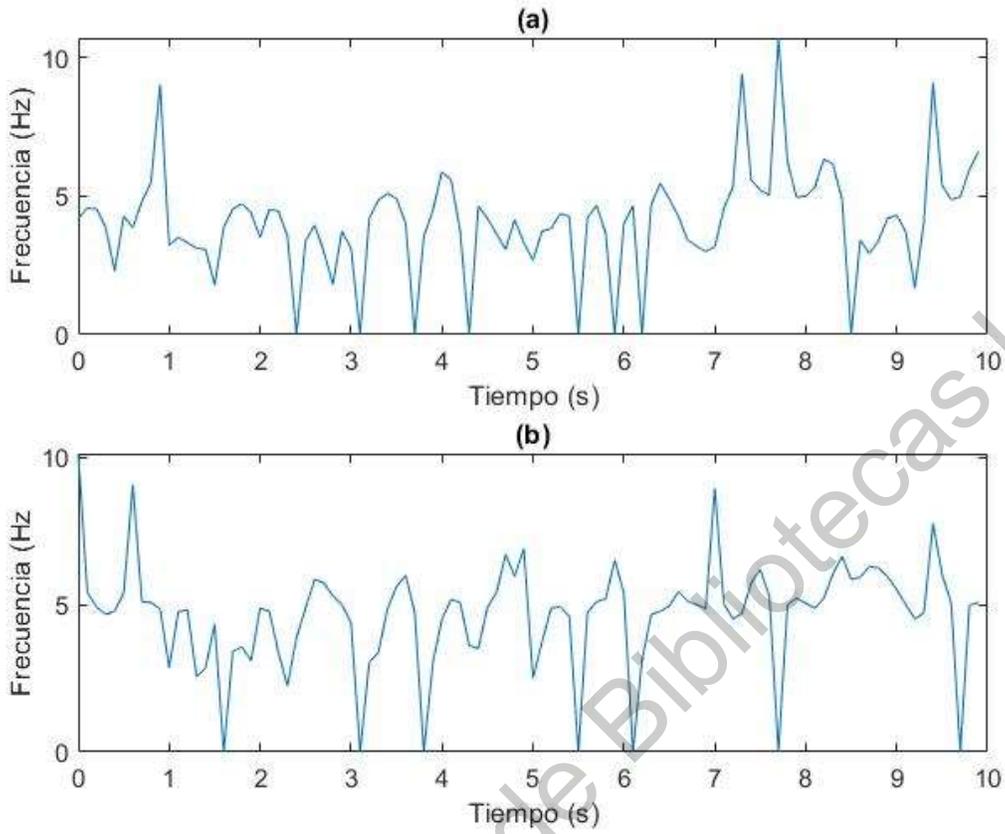
Frecuencias instantáneas estimadas a partir de la transformada corta de MUSIC para el paciente 6 de los músculos (a) BB y (b) SC



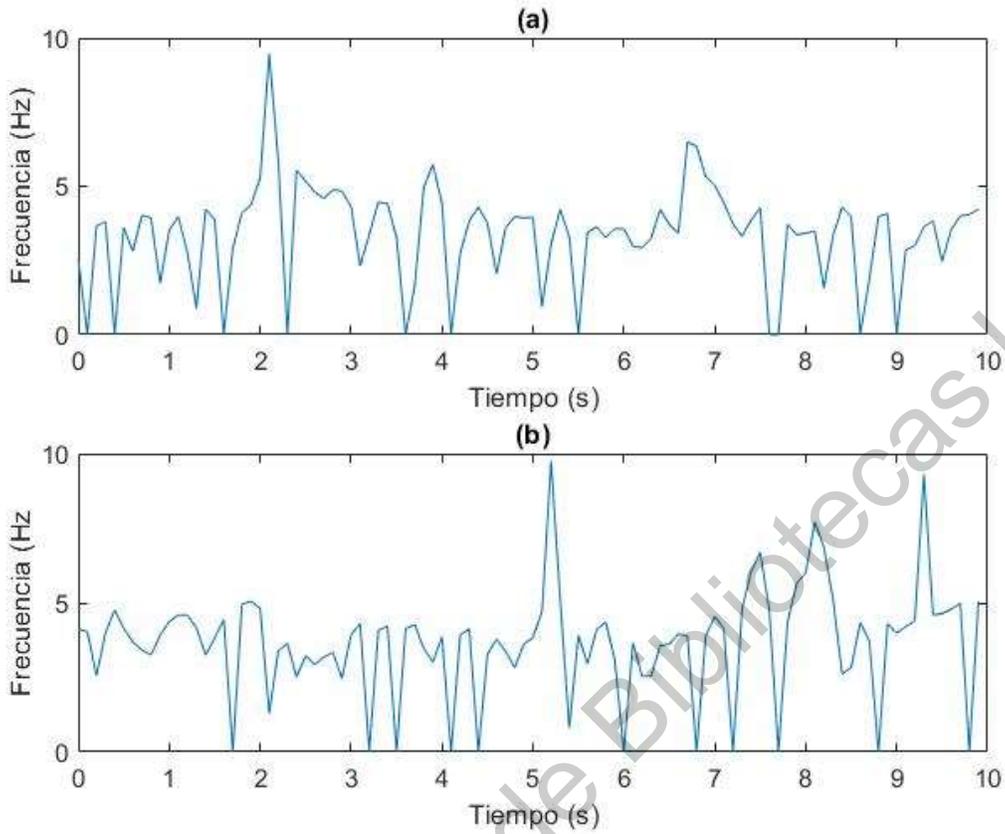
Frecuencias instantáneas estimadas a partir de la transformada corta de MUSIC para el paciente 7 de los músculos (a) BB y (b) SC



Frecuencias instantáneas estimadas a partir de la transformada corta de MUSIC para el paciente 8 de los músculos (a) BB y (b) SC



Frecuencias instantáneas estimadas a partir de la transformada corta de MUSIC para el paciente 9 de los músculos (a) BB y (b) SC



Frecuencias instantáneas estimadas a partir de la transformada corta de MUSIC para el paciente 10 de los músculos (a) BB y (b) SC