



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE PUEBLA

FACULTAD CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA

“Diseño e implementación de un dispositivo para la adquisición de bioseñales asociadas al movimiento de las extremidades superiores del humano”

T E S I S

para obtener el grado de:

L I C E N C I A D O E N E L E C T R Ó N I C A

P R E S E N T A :

SANDRA LUZ SAINOS GONZÁLEZ

A S E S O R E S :

M. en C. HÉCTOR SANTIAGO RAMÍREZ

D. en C. JESÚS ÁNGEL TAPIA LÓPEZ

PUEBLA, PUE.
SEPTIEMBRE, 2021



AGRADECIMIENTOS

Lo interesante de la vida son los retos a los que te enfrentas, pero aún más, el cómo resolverlos y a pesar de cargar con la responsabilidad para llegar a la meta, nunca estas solo.

Por ello quiero agradecer a mis asesores el M. en C. Hector Santiago de la Facultad de Electrónica y al Dr. en C. Jesús Tapia de la Facultad de Ciencias Biológicas, por depositar su confianza en mi para el desarrollo de este proyecto, por no decaer a pesar de las circunstancias y siempre brindarme su apoyo en todo momento, los admiro y respeto.

A mi casa de estudios la Facultad Ciencias de la Electrónica de la Benemérita Universidad de Puebla, a todos sus docentes y compañeros, particularmente a las Dra. Luz del Carmen, Dra. Monserrat Morín de la Facultad de Electrónica y Dra. Alina Santillán del CEMMAC, gracias por ser parte de mi formación profesional. Así también a la mesa de Jurado que brindaron parte de su tiempo para mi evaluación.

Quiero brindarle un reconocimiento a las personas que me permitieron llevar a la práctica mi proyecto, sin ellas no habríamos podido llegar al objetivo de esta investigación.

No podía faltar agradecerle a mi familia y amigos que moralmente siempre están presentes, compartiendo cada logro y también cada caída a la que me he enfrentado, gracias Ing. Mario Ortiz por haber estado aligerando toda situación, por alentarme en cada momento y creer en mí.

En todo proceso se tienen pequeñas victorias, pequeños avances los cuales celebras, pero también están los tropiezos que te desaniman hasta llegar al punto de querer hacer retirada, están las desveladas por avanzar, por pasar a la siguiente fase, los gestos de alegría o de enojo si recibes alguna crítica y mejores testigos no se pueden tener... así que, por su paciencia, apoyo incondicional y muchísimas otras cosas más doy gracias a mis Padres. Una vez entre líneas me dijeron que algún día plasmaría todos mis logros, ahora yo puedo decirles que éste es un uno de ellos y en gran parte se los debo a ustedes, gracias por siempre confiar en mí.

RESUMEN

Hoy en día gracias a la multidisciplinariedad de la ciencia, la tecnología ha dado oportunidad de colaborar y resolver problemas dentro del área de la salud con el fin de facilitar, persistir y evolucionar nuestra existencia.

En este trabajo se desarrolló el diseño de una interfaz e instrumentación no invasiva para el monitoreo y detección de movimientos involuntarios, con ayuda de la lectura electromiográfica y señales de aceleración en las articulaciones que conforman la extremidad superior, pretendiendo dar pauta a trabajos futuros de diagnóstico o implementación a dispositivos que ayuden en casos como la enfermedad de Parkinson.

Palabras clave: adquisición, interfaz, movimiento involuntario, temblor, monitoreo, diseño.

ABSTRACT

Today, thanks to the multidisciplinary nature of science, technology has given the opportunity to collaborate and solve problems within the health area to facilitate, persist and evolve our existence.

In this work, the design of an interface and non-invasive instrumentation for the monitoring and detection of involuntary movements was developed, with the help of electromyographic reading and acceleration signals in the joints that make up the upper limb, intending to guide future diagnostic work or implementation to devices that help in cases such as Parkinson's disease.

Keywords: acquisition, interface, involuntary movement, tremor, monitoring, design

ÍNDICE

ÍNDICE DE IMÁGENES	5
INTRODUCCIÓN	7
CAPÍTULO 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	8
1.1. ANTECEDENTES	8
1.2. JUSTIFICACION	9
1.3. OBJETIVO GENERAL	1
1.4. OBJETIVO ESPECIFICO	1
CAPÍTULO 2. HISTORIA DEL ARTE	2
2.1. ENFERMEDADES NEURODEGENERATIVAS	2
2.2. SISTEMA NERVIOSO CENTRAL.....	2
2.3. ESTRUCTURA CEREBRAL	4
2.4. NEURONAS	5
2.5. MOVIMIENTO VOLUNTARIO E INVOLUNTARIO	6
2.6. TREMOR.....	7
2.7. ANATOMÍA DE LA EXTREMIEDAD SUPERIOR	8
2.8. PARKINSON.....	10
2.8.1. DIAGNÓSTICO.....	12
2.8.2. TRATAMIENTO	12
2.9. SISTEMAS DAQ.....	13
CAPÍTULO 3. SISTEMA.....	26
3.1 ELECTROMIOGRAMA.....	26
3.1.1 ELECTROMIOGRAFÍA.....	26
3.1.2 RANGO DE FRECUENCIAS DE BIOSEÑALES	27
3.1.3 ELECTRODOS Y SU COLOCACIÓN	28
3.2 ACONDICIONAMIENTO DEL EMG.....	29
3.2.1 ACOPLAMIENTO DE ENTRADA Y FILTRO PASA ALTAS PASIVO	30
3.2.2 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN.....	31
3.2.3 FILTRO ACTIVO PASA BAJAS	31
3.2.4 FILTRO NOTCH	32
3.2.5 AJUSTE DE SALIDA.....	33
3.2.6 IMPLEMENTACIÓN DEL CIRCUITO DEL EMG.....	34
3.3. ACELERÓMETRO	35
3.3.1 ADXL345	35
3.3.2 CONFIGURACIÓN	36
3.3.3. PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN I2C ACELERÓMETRO	37
3.4 TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS CC3200	38
3.4.1 SOFTWARE ENERGIA.....	39
3.4.2 CONVERTIDOR ANALOGICO-DIGITAL.....	40
3.4.3 PROTOCOLO COMUNICACIÓN I2C TARJETA ADQUISICIÓN.....	41
3.4.4 COMUNICACIÓN SERIAL (a)	41
CAPÍTULO 4. METODOLOGÍA	42
4.1 ADQUISICIÓN DE DATOS	46
4.1.1 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA.....	47
4.1.2 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL DE LOS SENSORES DE ACELRACIÓN	48
4.1.3 TRANSMISIÓN DE DATOS VÍA SERIAL.....	51
4.2 PROCESAMIENTO DIGITAL	53
4.2.1 RECEPCION DE LOS DATOS.....	53
4.2.2 INTERFAZ EN MATLAB.....	54

4.3 ANÁLISIS FUERA DE LÍNEA.....	56
4.3.1. ESPECTRO DE POTENCIA (PS).....	56
4.3.2 CORRELACIÓN CRUZADA.....	57
4.3.3 AREA BAJO LA CURVA Y ANÁLISIS T-STUDENT.....	57
CAPÍTULO 5. RESULTADOS.....	59
5.1. ANÁLISIS POR ESPECTRO DE POTENCIA (PS).....	60
5.2. ANÁLISIS POR CORRELACIÓN CRUZADA (CC).....	62
5.2.1 CC ACTIVIDAD DE REPOSO.....	62
5.2.2 CC ACTIVIDAD DE SOSTENER 500g.....	64
5.2.3 CC ACTIVIDAD DE FLEXIÓN EN 3 NIVELES.....	65
5.2.4 CC RETARDO ELECTROMECAÁNICO.....	66
5.3 ÁREA BAJO LA CURVA.....	67
5.4 T STUDENT.....	68
5.5. OBSERVACIONES.....	70
CAPITULO 6. CONCLUSIONES.....	71
6.1 VISIÓN A FUTURO.....	73
BIBLIOGRAFÍA.....	74
ANEXO FIGURAS Y TABLAS.....	79
ANEXO CÓDIGOS.....	90
ANEXO CIRCUITO Y FRECUENCIA EMG.....	99
ANEXO CARTA CONSENTIMIENTO INFORMATIVO.....	100

ÍNDICE DE IMÁGENES

FIG. 1 CUCHARA INTELIGENTE (GOOGLE-LIFT LABS) (ABC TECNOLOGÍA [29])	9
FIG. 2 WEARABLE EMMA (MICROSOFT 2017) (PROJECT EMMA [30]).....	9
FIG. 3 SISTEMA NERVIOSO CENTRAL Y PERIFÉRICO (ELABORACIÓN PROPIA)	3
FIG. 4 DIAGRAMA DEL FUNCIONAMIENTO GENERAL DEL SISTEMA NERVIOSO (ELABORACIÓN PROPIA).....	3
FIG. 5 HEMISFERIOS, ÁREAS Y LÓBULOS DEL CEREBRO HUMANO (ELABORACIÓN PROPIA).....	4
FIG. 6 CIRCUITO DE COMUNICACIÓN ENTRE LA ZONA MOTORA Y FIBRAS MUSCULARES (TOMADO DE “DEBILIDAD” [9]).	6
FIG. 7 REGIONES DEL MIEMBRO SUPERIOR (VISTA FRONTAL Y POSTERIOR) (ELABORACIÓN PROPIA).....	9
FIG. 8 DIAGRAMA COMPORTAMIENTO DE LA DOPAMINA Y GANGLIOS BASALES EN LAS CONEXIONES FUNCIONALES PARA LA ACTIVIDAD MOTORA. A) EXISTE DOPAMINA; B) DISMINUCIÓN O NO PRODUCCIÓN DE DOPAMINA. (TOMADO DE “NEUROANATOMÍA CLÍNICA” [8]).....	11
FIG. 9 DBS (DEEP BRAIN STIMULATION) (TOMADO DE “ESTIMULACIÓN CEREBRAL PROFUNDA EN LA PRÁCTICA CLÍNICA” [26])	13
FIG. 10 PROCESO DE UN SISTEMA DAQ. (ELABORACIÓN PROPIA).....	24
FIG. 11 EJEMPLO DE ACTIVIDAD MUSCULAR EN REPOSO Y EN CONTRACCIÓN. (ELECTROMYOGRAPHY IN THE REHABILITATION SCIENCES [40]).....	26
FIG. 12 ELECTRODOS PARA EMG. A) ELECTRODOS DE AGUJA; B) ELECTRODOS SUPERFICIALES (ELABORACIÓN PROPIA)	28
FIG. 13 ETAPAS DE DISEÑO DEL DISPOSITIVO DE LECTURA ELECTROMIOGRÁFICA. (ELABORACIÓN PROPIA)	29
FIG. 14 DISEÑO ACOPLAMIENTO "WANG" EN FILTRO PASIVO PASA ALTAS. (OPTIMIZING SURFACE ELECTROMYOGRAPHY ACQUISITION WITHOUT RIGHT LEG DRIVE CIRCUIT [47])	30
FIG. 15 DIAGRAMA DEL AMPLIFICADOR INSTRUMENTACIÓN “AD623” (DATASHEET AD623 [49])	31
FIG. 16 DIAGRAMA FILTRO ACTIVO PASA BAJAS MFB (DESIGN OF ANALOG FILTERS [33])	32
FIG. 17 DIAGRAMA FILTRO NOTCH (60Hz) (DESIGN OF ANALOG FILTERS [35])	33
FIG. 18 DIAGRAMA VOLTAJE DE REFERENCIA 2.5V (ELABORACIÓN PROPIA)	33
FIG. 19 DIAGRAMA VOLTAJE DE REFERENCIA 1.9V (ELABORACIÓN PROPIA)	33
FIG. 20 DISPOSITIVO DE LECTURA ELECTROMIOGRÁFICA. (ELABORACIÓN PROPIA)	34
FIG. 21 ACELERÓMETRO ADXL345, ANALOG DEVICES (DATASHEET ADXL345 [55]).....	35
FIG. 22 REGISTRO 0x31 DATA_FORMAT (DATASHEET ADXL345 [55]).....	36
FIG. 23 REGISTRO 0x2D POWER_CTL (DATASHEET ADXL345 [55]).....	37
FIG. 24 COMUNICACIÓN I2C MAESTRO-ESCLAVO (ELABORACIÓN PROPIA)	38
FIG. 25 TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS CC3200 TEXAS INSTRUMENTS. A) HARDWARE DE LA CC3200; B) SOFTWARE EMBEDDED DE LA CC3200 (TOMADO DE DATASHEET CC3200 [56]).....	38
FIG. 26 MAPEO DE PINES DE LA TARJETA CC3200 TEXAS INSTRUMENTS (TOMADO DE ENERGIA GUIDE [57]).	39
FIG. 27 DIAGRAMA TIEMPO DEL RELOJ EN EL ADC EN TARJETA CC3200 TEXAS INSTRUMENTS (TOMADO DE DATASHEET CC3200 [56]).....	40
FIG. 28 DIAGRAMA DEL PROTOCOLO I2C EN LA CC3200 TEXAS INSTRUMENTS (TOMADO DE DATASHEET CC3200 [56]).....	41
FIG. 29 JUMPER PARA COMUNICACIÓN I2C DE LA CC3200 TEXAS INSTRUMENTS (TOMADO DE DATASHEET [56]).....	41
FIG. 30 DIAGRAMA A BLOQUES DEL MONTAJE Y FUNCIONAMIENTO DE LA INSTRUMENTACIÓN. (ELABORACIÓN PROPIA)	42
FIG. 31 DISPOSITIVO PARA LA ADQUISICIÓN DE DATOS (ELABORACIÓN PROPIA).....	43
FIG. 32 PRIMERA FASE DE LA TOMA DE SEÑALES (ACTIVIDAD REPOSO) (ELABORACIÓN PROPIA).....	44
FIG. 33 SEGUNDA FASE DE LA TOMA DE SEÑALES (ACTIVIDAD FLEXIÓN DE MUÑECA) (ELABORACIÓN PROPIA).	44
FIG. 34 TERCERA FASE DE LA TOMA DE SEÑALES (ACTIVIDAD SOSTENER PESO) (ELABORACIÓN PROPIA).	45
FIG. 35 DIAGRAMA DEL PROCESO DE ADQUISICIÓN DE DATOS DEL DISPOSITIVO DE TESIS (ELABORACIÓN PROPIA).	46
FIG. 36 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA POR LA TARJETA CC3200 (ELABORACIÓN PROPIA).....	47
FIG. 37 FUNCIÓN Y MUESTREO ADC DE LA SEÑAL EMG (MODIFICADO DE LIBRERÍA CC3200 EN SOFTWARE ENERGÍA)	47
FIG. 38 ADQUISICIÓN DE LAS SEÑALES DE ACELERACIÓN POR MEDIO DE LA TARJETA CC3200 (ELABORACIÓN PROPIA).	48
FIG. 39 ARNÉS PARA EL MONTAJE DEL ADXL34 (ELABORACIÓN PROPIA).	48

FIG. 40 FUNCIÓN DE LA LECTURA Y ACCIONAMIENTO DE LOS 3 SENSORES DE ACELERACIÓN (MODIFICADO DE LIBRERÍA ADXL345).....	49
FIG. 41 CONVERSIÓN A VARIABLE "INT" (MODIFICADO DE LIBRERÍA ADXL345)	49
FIG. 42 CONEXIÓN MULTIPLEXOR MÁS SENSORES Y TARJETA DE ADQUISICIÓN (ELABORACIÓN PROPIA).....	50
FIG. 43 ARREGLO Y CAMBIO DE LOS SENSORES USANDO EL TCA9548A (MODIFICADO DE LIBRERÍA ADXL345).....	50
FIG. 44 DIAGRAMA A BLOQUES DE LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG Y ACELERÓMETROS (ELABORACIÓN PROPIA)	51
FIG. 45 CADENA DE DATOS. A) EMG; B) ACELERÓMETROS (MUÑECA, CODO Y HOMBRO) (ELABORACIÓN PROPIA).....	52
FIG. 46 DIAGRAMA DEL PROCESO DIGITAL PARA LA ADQUISICIÓN DE DATOS DEL DISPOSITIVO (ELABORACIÓN PROPIA).	53
FIG. 47 INTEGRACIÓN DE LA CADENA DE CARACTERES (ELABORACIÓN PROPIA).....	53
FIG. 48 INTERFAZ PARA ADQUISICIÓN DE DATOS EN MATLAB (ELABORACIÓN PROPIA).....	54
FIG. 49 EJEMPLO DE EMG DEL PACIENTE CON PARKINSON EN ACTIVIDAD DE FLEXIÓN, GUARDADA POR INTERFAZ EN MATLAB.....	59
FIG. 50 EJEMPLO GRÁFICA DE LOS EJES DEL ACELERÓMETRO COLOCADO EN MANO DEL PACIENTE CON PARKINSON EN ACTIVIDAD DE FLEXIÓN, GUARDADA POR INTERFAZ EN MATLAB	59
FIG. 51 PS DEL EMG DEL PACIENTE CON PARKINSON CON 15 AÑOS DE DIAGNOSTICO, EN ACTIVIDAD DE REPOSO Y SU AMPLIFICACIÓN EN LAS FRECUENCIAS SIGNIFICATIVAS (7.3HZ A 14.7HZ)	60
FIG. 52 PS DEL EMG DEL PACIENTE SANO EN ACTIVIDAD DE REPOSO.	61
FIG. 53 PS DEL EMG DEL PACIENTE CON PARKINSON CON 15 AÑOS DE DIAGNOSTICO EN ACTIVIDAD DE SOSTENER 500G Y SU AMPLIFICACIÓN EN LAS FRECUENCIAS SIGNIFICATIVAS (11.13HZ Y 14.45HZ).....	61
FIG. 54 PS DEL EMG DEL PACIENTE SANO EN ACTIVIDAD DE SOSTENER 500G.....	61
FIG. 55 SEÑAL EMG DE PACIENTE CON PARKINSON EN ACTIVIDAD DE REPOSO. A) EMG CRUDA; B) EMG RECTIFICADA; C) EMG INTEGRADA Y AJUSTADA.	62
FIG. 56 CC EN ACTIVIDAD DE REPOSO ENTRE EL EJE Z Y EMG DEL ACELERÓMETRO EN CODO. A) EMG PARKINSON; A.1) EJE Z ACELERÓMETRO PARKINSON; A.2) CC EMG-Z PARKINSON B) EMG SANO; B.1) EJE Z ACELERÓMETRO SANO; B.2) CC EMG-Z SANO.	63
FIG. 57 CC EN ACTIVIDAD DE SOSTENER 500G ENTRE EL EJE Y Y EMG DEL ACELERÓMETRO EN CODO. A) EMG PARKINSON; A.1) EJE Y ACELERÓMETRO PARKINSON; A.2) CC EMG-Y PARKINSON; B) EMG SANO; B.1) EJE Y ACCELERÓMETRO SANO; B.2) CC EMG-Y SANO.	64
FIG. 58 CC DE LA SEÑAL EMG AJUSTADA Y EL ACELERÓMETRO EN MUÑECA. A) EMG FLEX MEDIA PARKINSON; A.1) EJE Y FLEX MEDIA PARKINSON; A.2) CC EMG-Y FLEX MEDIA PARKINSON. B) EMG FLEX ALTA SANO; B.1) EJE Y FLEX ALTA SANO; B.2) CC EMG- Y FLEX ALTA SANO.	65
FIG. 59 COMPARACIÓN DE ÁREAS NORMALIZADAS ENTRE LOS 2 PACIENTES CON PARKINSON Y LOS 12 PACIENTES SANOS.	68
FIG. 60 CIRCUITO EMG SIMULACIÓN TOPSPICE.....	99
FIG. 61 RANGO DE FRECUENCIA QUE TRABAJA EL EMG	99

INTRODUCCIÓN

Desde el punto de vista de la Ingeniería, el cuerpo humano es el sistema más complejo que hasta hoy se conoce. Se compone de sistemas enlazados que permiten el desarrollo de diferentes tareas, por ejemplo, durante un movimiento “simple” no solo actúan huesos y músculos, si no que se activa una gran cantidad de subsistemas conectados en lazo cerrado para coordinar y controlar una respuesta adecuada.

Los movimientos pueden clasificarse en voluntarios e involuntarios, dependiendo de su origen. Estos últimos pueden ser “reflejos” resultado de estimulaciones externas, “autónomos” ayudan a regular funciones vitales como las contracciones cardiacas (Pearson y Gordon, 2000,[1]) y los originados por desordenes neurológicos, como el Parkinson. Este tipo de afección reduce la calidad de vida y deterioro motriz en las personas, dentro de sus tratamientos se encuentra la medicación, cirugía o estimulación profunda y algunos dispositivos no invasivos que ayudan a sobrellevar esta incapacidad.

Los tratamientos no invasivos dependen en su mayoría de la discriminación en tiempo real entre temblor y movimiento voluntario, por lo que en el presente trabajo se desarrolló el diseño de un sistema no invasivo que permita detectar movimientos asociados al temblor involuntario de voluntarios.

El proyecto consta de dos fases, en la primera se planteó caracterizar registros de la actividad muscular de una extremidad superior con ayuda de una interfaz en MATLAB en tiempo real y el diseño de un dispositivo de lectura electromiográfica, así como de la aceleración en el movimiento de las articulaciones colocando sensores en muñeca, codo y hombro. Mientras que en la segunda fase fuera de línea, toda la información recopilada se analizó por ciertos métodos para identificar, diferenciar y confirmar cuando ocurre un temblor de movimientos intencionales.

CAPÍTULO 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1. ANTECEDENTES

Desde tiempo atrás la tecnología ha tenido un papel importante en el avance de la medicina, no podía faltar mencionar el caso del primer Electromiograma que fue gracias al trabajo de Francesco Redi (1666) que descubrió en la anguila un músculo que generaba electricidad, más adelante Luigi Galvani (1792) y Dubois-Raymond (1849), observaron la producción de actividad eléctrica en la contracción muscular. A pesar de que Marey realizó la primera lectura electromiográfica (1890), se siguieron sumando científicos e investigadores para el desarrollo de este instrumento. El uso de electrodos fue propuesto por Gasser y Erlange (1922) y en 1966 Hardyck implementó el EMG para tratamiento de desordenes clínicos.

De igual manera han elaborado diversos trabajos para contrarrestar y adaptarse en trastornos motores, como es el caso de la enfermedad de Parkinson. En esta discapacidad se observan movimientos de ciertas partes del cuerpo que no pueden ser controlados por el propio paciente, varias investigaciones han involucrado la implementación de dispositivos o sensores que puedan leer esas oscilaciones de los temores.

Por ejemplo, en 1986 Hoffman, analizó la magnitud de los picos en un movimiento diasimétrico en la muñeca del paciente usando potenciómetros y filtro pasa banda en un medidor de tensión visualizado en un osciloscopio. Al igual que Hoffman, otros usaron electrodos de aguja y amplificadores para una mejor lectura, así como el análisis de sus resultados por diferentes métodos. Otro ejemplo reciente es el de Keijsers (2003), quien utilizó sensores de aceleración colocado en seis partes del cuerpo para observar y monitorear pacientes con Parkinson en actividades diarias al ingerir y estar libres de medicación para comprobar la presencia del temer.

En México son pocas las investigaciones que se han desarrollado, dentro de las cuales en el 2017 en la Universidad Autónoma de San Luis desarrollaron un trabajo donde por medio de un guante colocaban el sensor de aceleración para poder monitorearlo y así caracterizar los temores del Parkinson por medio de un software Opensignals.

Sin olvidar que algunas empresas han colaborado para lanzar al mercado dispositivos que ayuden a los pacientes a contrarrestar el temblor y poder hacer actividades esenciales como comer, tal es el caso de la “Cuchara Inteligente” Fig.1 desarrollada por el fundador de *Lift Labs*, *Anupam Pathak* [29] con ayuda de Google ha lanzado al mercado este dispositivo que puede cuantificar las oscilaciones del paciente y contrarrestarlas aproximadamente un 70%.

Siendo otros de los más recientes es el dispositivo *EMMA* por Microsoft [30], desarrollado por *Haiyan Zhang* quien afirma que gracias a las vibraciones de motores integrados sobre la muñeca del paciente con EP, sustituirán la sensación de movimiento por la de estabilidad y aunque el temblor esté presente, logrará desviar la atención del cerebro para que así el paciente logre escribir Fig 2.



**Fig. 1 Cuchara Inteligente (Google-Lift Labs)
(ABC Tecnología [29])**



**Fig. 2 Wearable EMMA (Microsoft 2017)
(Project Emma [30])**

1.2. JUSTIFICACION

A pesar de que en México hay investigación sobre el tema, no es el mismo impacto que a comparación con Europa, sin embargo, aún no existe algún dispositivo concreto que ayude a diagnosticar a temprana etapa este tipo de afecciones, en especial el Parkinson, se basan en sintomatología física avanzada y pruebas de imágenes para descartar otro tipo de trastornos, a demás la mayoría de la instrumentación médica es de un costo elevado.

A fin de contribuir en la propuesta de un pre-diagnóstico para este tipo de enfermedades, en este trabajo se diseñó y construyó un sistema de bajo costo capaz de detectar en diversos pacientes, temblores o movimientos involuntarios que les impide llevar una vida normal como la enfermedad de Parkinson, implementando el uso de un dispositivo de lectura electromiográfica con un rango de frecuencia de 1Hz a 320Hz, adecuado para observar el comportamiento de la señal eléctrica muscular,

complementando con la información proporcionada de 3 acelerómetros colocados en muñeca, codo y hombro.

Con el propósito de ser certeros se complementó con diferentes métodos de análisis que contribuyen a distinguir un movimiento voluntario de uno involuntario, haciendo uso de todos los datos adquiridos por medio de una interfaz en el software MATLAB.

Ya que en su mayoría las personas con esta enfermedad forman parte de la tercera edad, este sistema no invasivo, es lo más cómodo y ligero posible para su colocación y manipulación.

1.3. OBJETIVO GENERAL

Diseñar e implementar un sistema electrónico para adquirir la actividad electromiográfica y aceleración de las articulaciones de la extremidad superior del ser humano para identificar y diferenciar un movimiento involuntario.

1.4. OBJETIVO ESPECIFICO

Dentro de los objetivos específicos están los siguientes:

1. Registrar la actividad basal electromiográfica del músculo flexor *carpis radialis* durante ciertas actividades puestas a dicho sujeto a estudio por medio de un diseño propio de Electromiograma y la tarjeta de adquisición "CC3200" de Texas Instruments.
2. Obtener la señal de tres sensores de aceleración colocados en muñeca, codo y hombro por la tarjeta de adquisición "CC3200 Texas Instruments".
3. Transmitir simultáneamente los datos de EMG y acelerómetros, vía Puerto Serial para así procesarlos en el software (MATLAB).
4. Analizar los electromiogramas durante las condiciones descritas anteriormente empleando el Espectro de Potencia y T de Student para distinguir entre los movimientos voluntarios e involuntarios.
5. Aplicar el análisis de Correlación Cruzada para observar el retraso del EMG con respecto a la aceleración de movimiento en las articulaciones usando los ejes X, Y, Z de cada acelerómetro.

CAPÍTULO 2. HISTORIA DEL ARTE

2.1. ENFERMEDADES NEURODEGENERATIVAS

Cuando hablamos de “enfermedad” nos referimos aquella afección que modifica la condición de los seres vivos. Las enfermedades neurodegenerativas abarcan una serie de daños peculiares en los pacientes, normalmente las neuronas no suelen reproducirse ni remplazarse, así que cuando mueren, provocan trastornos, deterioro y comportamientos anormales del organismo. Tal es el caso del movimiento, hablar, respirar e inclusive funciones cardiacas. Actualmente se sabe que este tipo de enfermedades pueden ser ocasionadas por infecciones, adicciones, consecuencias de traumatismos y genéticas, siendo la mayoría asociadas al deterioro natural de las personas.

Existen más de 600 enfermedades neurodegenerativas entre las cuales encabezan el Alzheimer seguido del mal de Parkinson. De acuerdo con la *Revista Nacional Mexicana de Neurociencia* [7], las enfermedades neurológicas han ocupado un lugar importante dentro de las discapacidades de la población mexicana a demás de ocupar el segundo lugar por causa de muerte.

En los últimos años, se ha incrementado más líneas de investigación en diferentes áreas, lo que ha ayudado a tener mejores diagnósticos, así como tratamientos para mejorar o sobrellevar la sintomatología.

Aunque el área de medicina no sea eje central de este trabajo, es necesario mencionar y explicar ciertos términos que se valoraron para poder cumplir el objetivo de la tesis.

2.2. SISTEMA NERVIOSO CENTRAL

El Sistema Nervioso, es el principal centro de información que ayuda a enlazar las funciones del cuerpo, controla, supervisa y dirige todas las actividades de nuestros órganos.

Esta dividido en Sistema Nervioso Central (SNC) que constituye ser el “centro de procesamiento” conformado por *encéfalo* subdividido en cerebro que controla acciones voluntarias, cerebelo coordina movimientos, reflejos y equilibrio, el bulbo raquídeo

dirige actividades de órganos internos y *médula espinal* que conecta al encéfalo y se extiende a lo largo del cuerpo por la columna vertebral para posteriormente enlazarse a diferentes ramificaciones de nervios Fig.3.

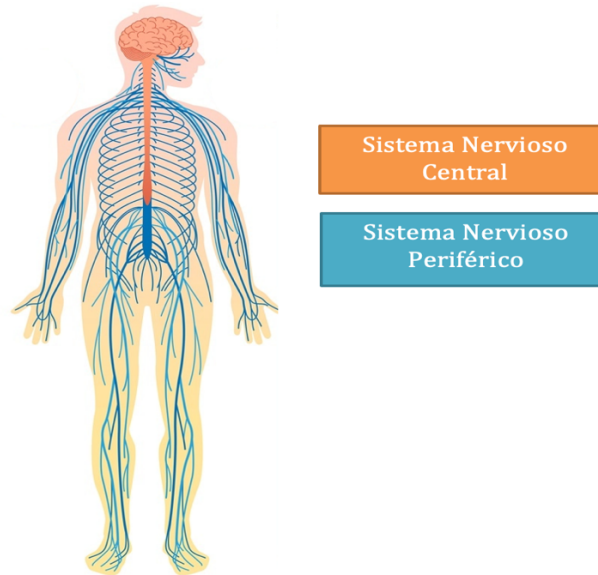


Fig. 3 Sistema Nervioso Central y Periférico (Elaboración propia).

Por otro lado, el Sistema Nervioso Periférico (SNP) es la vía que recauda la información del exterior e interior hacia el SNC y regresa respuesta por medio de receptores sensoriales y toda la red de nervios que conforman al cuerpo humano.

EL diagrama de la Fig.4 muestra de manera simple como se conforma y enlaza el Sistema Nervioso Central.



Fig. 4 Diagrama del Funcionamiento General del Sistema Nervioso (Elaboración propia).

2.3. ESTRUCTURA CEREBRAL

El cerebro está dividido en dos hemisferios y cuatro lóbulos Fig.5. El hemisferio izquierdo se encarga de desarrollar la capacidad lingüística y en el Derecho la capacidad de la orientación, recuerdos y emociones. Ambos hemisferios están unidos por fibras denominadas “cuerpo calloso”, cual permite la comunicación entre ellos.

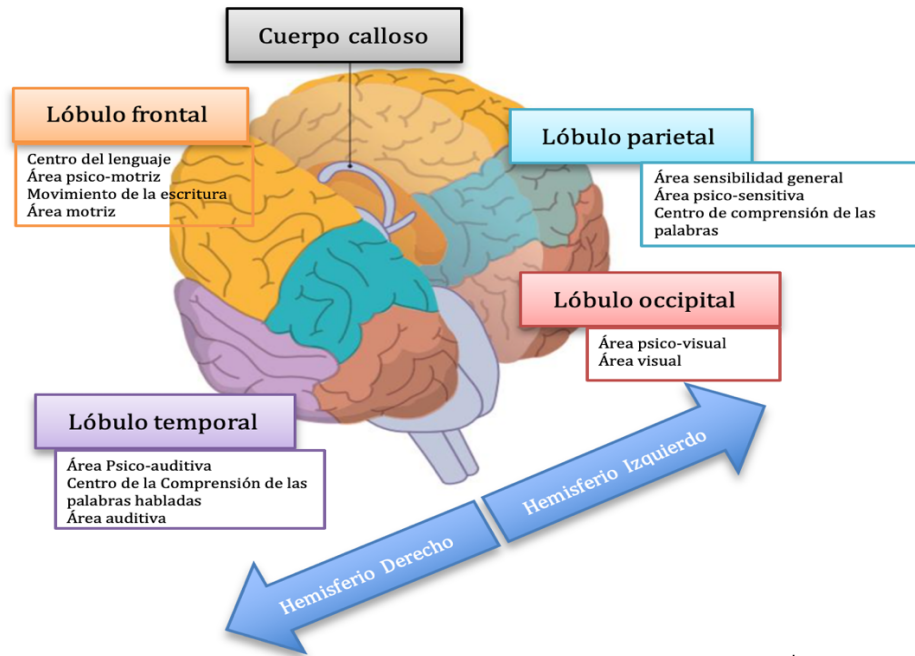


Fig. 5 Hemisferios, Áreas y Lóbulos del Cerebro Humano (Elaboración propia)

En cuanto a los lóbulos que lo conforman, estos están funcionalmente conectados, pero visualmente separados por surcos y son:

- *Frontal*, desarrolla funciones cognitivas y el control de la actividad o el movimiento voluntario.
- *Parietal*, procesa información relacionada con la temperatura, tacto y el movimiento.
- *Occipital*, responsable de la visión.
- *Temporal*, procesa recuerdos y los integra en los sentidos

La capa más externa del cerebro es una sustancia gris llamada “Corteza Cerebral”, está dividida por sus diferentes áreas Fig.5 y es en la cual suele ocurrir el procesamiento sensorial que da pie al procesamiento cognoscitivo.

Dentro de estas áreas, donde se inicia conscientemente algún movimiento, es el *área motora*, en ella se coordina y toma decisiones sobre las estrategias apropiadas para el comportamiento que llevará la información a las motoneuronas (neurona motora) ubicadas en la médula espinal para ejecutar la actividad deseada.

2.4. NEURONAS

Las neuronas son la unidad principal del Sistema Nervioso, en ellas se procesa y transfiere toda la información de una a otra por medio de sus dendritas y axones en sitios especializados conocidos como *sinapsis*, que se refiere al intercambio de iones de potasio y sodio al existir conexión entre ellas.

Estas corrientes iónicas producen despolarizaciones minúsculas llamados potenciales excitatorios postsinápticos (EPSPs por sus siglas en inglés). Dadas las condiciones adecuadas, una secuencia de EPSPs generará la actividad de canales iónicos de sodio sensibles a voltaje, lo que producirá un enorme influjo hacia el interior de la neurona postsináptica. Este evento concluye con la generación de un potencial de acción, un evento todo o nada, en el cual una neurona sobrepasa su voltaje de umbral (-55mV) y llega a 44mV aproximadamente.

Las neuronas se clasifican en:

- Sensoriales, mandan información desde los tejidos y órganos hacia la médula espinal.
- Interneuronas, forman un sistema de intercomunicación en el cerebro.
- Motoras, mandan la información procesada en el SNC hacia todo el tejido muscular esquelético del cuerpo.

Siendo un poco más específicos respecto al tema de esta tesis, las neuronas motoras o *motoneuronas* se dividen en dos. *Superiores*, originadas en el cerebro que conectan con las *Subordinadas* o *Inferiores* localizadas en el troco cerebral y médula espinal para después activar los músculos. La red encargada de controlar la conexión de este grupo de neuronas se le conoce como *circuito motor* y es el responsable de comportamientos complejos o movimientos.

2.5. MOVIMIENTO VOLUNTARIO E INVOLUNTARIO

Como se ha estado mencionando, un movimiento es controlado desde la zona motora del cerebro por medio de las motoneuronas y un conjunto de fibras musculares, las cuales al recibir una estimulación (potencial de acción) se generan reacciones químicas y se reorganizan por medio de sus proteínas para contraer el músculo Fig.6.

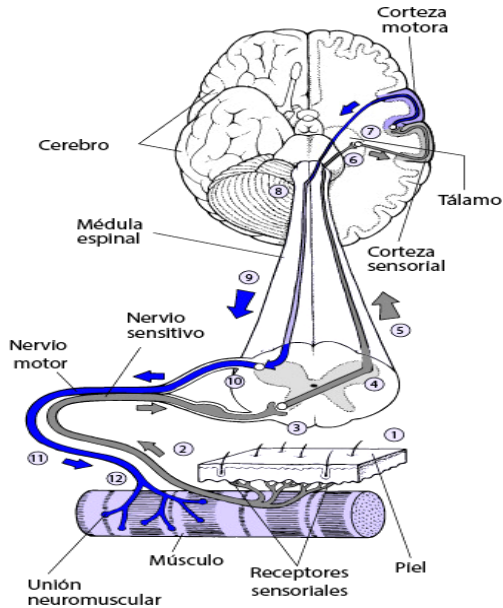


Fig. 6 Circuito de Comunicación entre la Zona Motora y Fibras Musculares (Tomado de "Debilidad" [9]).

Cuando la membrana del músculo se encuentra en reposo se está entre -80mV a -90mV , al iniciar este proceso, las neuronas motoras liberan acetilcolina para posteriormente abrir los canales de sodio y calcio en los miocitos dando como resultado una contracción muscular. Aproximadamente duran entre 1 y 5ms, alcanzando una velocidad de 3 a 5m/s, al detenerse este tipo de estimulación, se interrumpe toda reacción química y las fibras musculares regresan a su estado de reposo.

Estos cambios de potencial se miden a través de electrodos y se visualizan en un dispositivo llamado *Electromiografo*.

Existen dos tipos de movimientos, *los voluntarios e involuntarios*. Un movimiento *voluntario*, son controlados mediante el razonamiento, es decir, el individuo manda información al cerebro para que éste por medio de impulsos nerviosos realice los movimientos que se requieren por ejemplo una caminata, comer, mover alguna extremidad, etcétera.

Mientras que un movimiento *involuntario*, son los que se presentan sin necesidad de mandarle información al cerebro para que dé la orden al cuerpo. La mayoría de estos movimientos son reflejos o espasmos que sirven de protección al cuerpo o para estar alerta, por ejemplo, el bombeo del corazón, la digestión, entre otros. Pero también están los que por su origen se deben a estrés, ansiedad, nerviosismo o alguna enfermedad como Epilepsia, Parkinson entre las más comunes, y se puede observar por medio del temblor o tremor en ciertos órganos.

2.6. TREMOR

El temblor o tremor son oscilaciones de una o varias partes del cuerpo, como afección de las extremidades superiores, la cabeza, piernas e inclusive las cuerdas vocales.

Son varias las causas que lo genera como las enfermedades neurodegenerativas, pero también podría deberse a otro tipo de lesiones cerebrales, por enfermedades como la insuficiencia hepática, tiroides hiperactiva, el uso de ciertos fármacos, el abuso o abstinencia al alcohol y drogas o por herencia, aunque son pocos los casos.

En medicina, los han clasificado de acuerdo a la actividad y el origen, Tabla.1.

CATEGORIAS DE ACTIVIDAD	REPOSO	Oscilaciones involuntarias al estar el paciente en reposo
	ACCIÓN	Oscilaciones al realizar una actividad
	POSTURA	Movimiento al estar el paciente contra gravedad (sentado a una altura con pies colgando y moviendo)
	CINÉTICO	Movimiento voluntario (mover brazo hacia arriba y abajo)
	ESPECÍFICO	Realiza tareas específicas y orientadas aun objetivo (hablar o escribir)
	ISOMÉTRICO	Contracciones musculares voluntarias que no acompañan movimientos
	INTENCIONAL	Movimiento voluntario hacia algún objetivo (mover la mano)
CATEGORIAS DE ORIGEN	ESCENCIAL	Movimiento involuntario presente en cabeza, voz, piernas a partir de 40 años debido a degeneración del gen LINGO1
	PARKINSONIANO	Síntoma del EP, empeora dependiendo de su evolución. Afección en el sistema motor y se presenta al estar en reposo, la mayoría de los casos a partir de los 60 años
	DISTÓNICO	Contracciones involuntarias causantes de movimientos repetitivos y dolorosos (torticolis)
	CEREBELOS	Causado por lesiones cerebrales como esclerosis y excesos de adicciones
	PSICOGENÉTICOS	“funcional”, ocasionan movimientos físicos y aumenta por estrés.
	ORTOSTÁTICOS	Contracciones arrítmicas
	FISIOLÓGICOS	Raramente visible en manos, ocasionado por ritmos del cuerpo

Tabla 1 Clasificación del Tremor o Temblor

Dentro de los diagnósticos, se encuentra el examen físico en donde se evalúa si el tremor se presenta en estado de acción o en reposo, así como también su simetría. Un análisis neurológico (Electroencefalograma), ayuda a evaluar la funciones nerviosas y destrezas motoras, es indispensable observar alguna atrofia muscular, si existe la pérdida sensorial y la disminución de reflejos, se toma en cuenta su historial clínico del paciente con afección motora y antecedentes familiares, en ciertos casos se realizan exámenes químicos.

En cuanto a los exámenes de imágenes, como tomografías, radiografías y resonancias magnéticas, ayudan para determinar si el tremor es el resultado de un defecto estructural o degeneración cerebral.

Un Electromiograma juega un papel principal en la detección del tremor, ya que mide la actividad muscular voluntaria e involuntaria por medio de actividad eléctrica, esto ayuda a estudiar problemas nerviosos y su periferia.

En la actualidad no hay cura para la mayoría de los temblores, dentro del tratamiento los pacientes suelen acudir a terapia física, pero dependen los ejercicios del tipo y avance del temblor que tenga, así como también terapia psicológica.

En otros casos inclusive se podrían controlar con ciertos fármacos, como es el caso del Parkinsoniano, los pacientes suelen tomar medicamentos como Levodopa o algún otro fármaco de la familia de la dopamina.

2.7. ANATOMÍA DE LA EXTREMIEDAD SUPERIOR

Debido a que la enfermedad del Parkinson afecta la estabilidad motora y en su mayoría inicia con el tremor de una de las extremidades superiores, estudiaremos brevemente su anatomía.

El brazo o extremidad superior está formado por 32 huesos, 45 músculos, una ramificación de nervios que conectan a la médula espinal, sin olvidar las arterias y venas para su correcto funcionamiento.

En cuanto a los músculos están compuestos de fibras o células que dan forma y equilibrio a nuestro cuerpo gracias a la capacidad de estirarse o contraerse a diferentes

velocidades, esto es posible gracias a el huso muscular y el órgano de tensión Golgi, los cuales ayudan a conectarlas con el sistema nervioso.

La extremidad superior se puede dividir en 4 regiones principales, *hombro, brazo, antebrazo y mano* Fig.7 y de esta manera es un poco más fácil clasificar sus músculos como se aprecia en la Tabla.2.

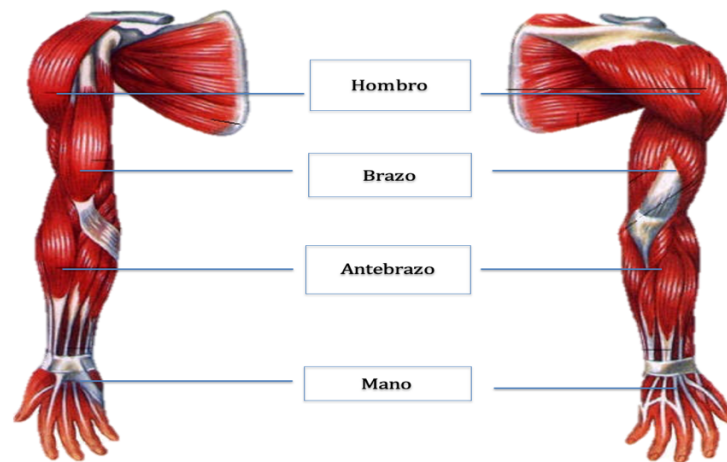


Fig. 7 Regiones del Miembro Superior (vista frontal y posterior) (Elaboración propia).

REGION DEL MIEMBRO SUPERIOR	MUSCULOS QUE LO CONFORMAN	
Hombro	<ul style="list-style-type: none"> • Redondo mayor • Redondo menor • Coracobraquial 	<ul style="list-style-type: none"> • Deltoide • Subescapula • Supraespinoso • Infraespinoso
Brazo	<ul style="list-style-type: none"> • Bíceps braquial • Braquial • Brauioradial 	<ul style="list-style-type: none"> • Tríceps • Alconeo
Antebrazo	<ul style="list-style-type: none"> • Flexor: radial, cubital, superficial, largo, profundo 	<ul style="list-style-type: none"> • Tensor: radial largo, radial corto, de muñique, cubital • Extensor: índice, corto, largo
Mano	<ul style="list-style-type: none"> • Abductor: corto, pulgar, muñique • Oponente: pulgar, muñique • Flexor corto: pulgar, muñique 	<ul style="list-style-type: none"> • Lumbricales • Interóseos

Tabla 2 Conjunto de Músculos por Región del Miembro Superior

En este trabajo, se utilizó el antebrazo para percibir la actividad eléctrica de uno de los músculos "*flexor capis radialis*". Cabe mencionar que, para tener una buena

lectura mediante un EMG, se debe saber exactamente dónde y cómo colocar los electrodos ya que todas estas fibras musculares se encuentran interconectadas.

Debido a las intersecciones de hombro, codo y muñeca de la extremidad superior, éste puede realizar tareas como flexión, extensión, rotación, levantamiento e inclusive cargar objetos.

2.8. PARKINSON

La enfermedad de Parkinson (EP) se diagnostica por la falta de producción de dopamina en el sistema nervioso, ocasionando así un desorden crónico degenerativo del área motora del cerebro, que se refleja en la pérdida de coordinación en movimientos, lentitud, rigidez muscular e inclusive un temblor en estado de reposo. Esta enfermedad fue descrita como “*parálisis agitante*” por el médico británico *James Parkinson* (1817) en su trabajo “*Essay on the shaking palsy*” [17], donde para él, era movimientos involuntarios, temblores en reposo que afectaban la postura e inclusive la forma de caminar, mientras que los sentidos e intelecto permanecían intactos. Posteriormente *Charcot y Vulpán* (1861) afirman en su obra “*De la Paralyse Agitante*” [23], que en un momento dado la mente se nubla y la memoria se pierde.

No se conoce al cien por ciento cuál es la causa, aunque en algunos casos suelen deducirse por traumatismos, factores ambientales, algunos fármacos o genéticos.

En el trabajo de *Avrid Carlsson*, (1959) [24], se observó que la parte principal del cerebro afectada por la falta del neurotransmisor “dopamina” son los ganglios basales. Estas estructuras están situadas en la base del cerebro y trabajan estrechamente con el subtálamo, tálamo, la sustancia negra, así como también con el tronco del encéfalo recibiendo de éstos información o estímulos, junto con la corteza sensitiva primaria, área premotora y motora, para después desarrollar actividades de movimiento. En la Fig.8 podemos apreciar de manera resumida como afecta la Dopamina en el circuito de conexión y funcionamiento de los Ganglios Basales para activar las fibras musculares.

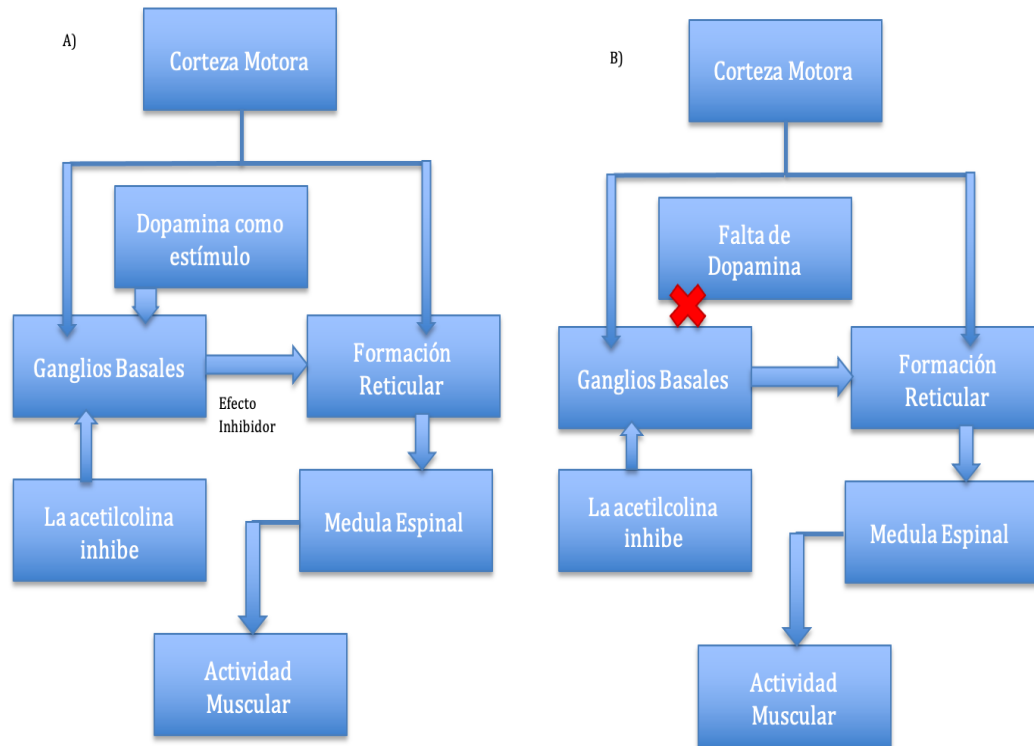


Fig. 8 Diagrama comportamiento de la Dopamina y Ganglios Basales en las conexiones funcionales para la actividad motora. a) Existe dopamina; b) Disminución o NO producción de dopamina. (Tomado de "Neuroanatomía Clínica" [8]).

Dentro de los síntomas que se pueden desarrollar en la EP, se dividen en No Motores y Motores. Los No Motores, podrían encajar el deterioro cognitivo, trastorno del estado de ánimo, insomnio, algunos sentidos e inclusive alteración de la presión arterial.

Para los síntomas Motores están:

- **Bradicinesia:** sensación de fatiga o debilidad al realizar alguna actividad. Es la dificultad y lentitud al iniciar algún movimiento voluntario.
- **Discinesia:** presencia de movimientos anormales o involuntarios.
- **Rigidez:** falta de flexibilidad en extremidades, cuello y tronco. Afecta los movimientos e inclusive el paciente puede sentir opresión y dolor.
- **Postura inestable:** cuando el paciente se encuentra de pie, tiene una apariencia inclinada y con los brazos flexionados.
- **Marcha parkinsoniana:** acortamiento de los pasos y rapidez de éstos. El tratamiento para ello es la terapia física la cual solo es para alentar su avance.

- ***Temblores en reposo***: pequeñas oscilaciones o movimiento involuntario que aparece cuando los músculos se encuentran en estado de reposo y suele detenerse al realizar alguna actividad.

El EP por lo general afecta a la población mayor de 60 años (OMS, 2016) y es más común en hombres que en mujeres. Organizaciones como “*Empeñados por el Parkinson*” y “*Federación España Parkinson*” [19] en España, “*National Parkinson Foundation*” [22] en USA, “*AMPAC*” [20] en México, tienen un aproximado que el EP afecta el 1% de la población, pero en noviembre del 2019 la *Revista Nacional Mexicana de Neurociencia* [7], mencionó que ha ido incrementando el número de casos con EP ya que ocupa el segundo lugar dentro de las enfermedades neurológicas teniendo alrededor de 6.3 millones de pacientes.

2.8.1. DIAGNÓSTICO

Los Neurólogos (médico especializado en trastornos del sistema nervioso), se basan en la presencia de ciertos síntomas; los estudios más comunes suelen ser resonancias magnéticas, ultrasonido del cerebro, tomografías normales y computarizada por emisión de fotón (SPECT), también conocida como escáner de transporte de dopamina (DaTscan), todos estos no son particularmente útiles para diagnosticar la EP, pero sí para descartar otros trastornos.

También las pruebas de laboratorio ayudan a descartar otras afecciones que puedan causar los síntomas.

2.8.2. TRATAMIENTO

Llevar algo de tiempo el diagnosticar esta enfermedad neurodegenerativa y por ello también se sugiere a los pacientes acudir con ayuda psicológica junto con sus familiares, ya que a la larga y conforme se presenten más afecciones, el paciente requerirá ayuda.

Dentro de los tratamientos abarcan ciertos fármacos que reemplazan o aumentan la dopamina, la terapia física es bastante útil ya que como se mencionó la afección ocurre en la actividad motora.

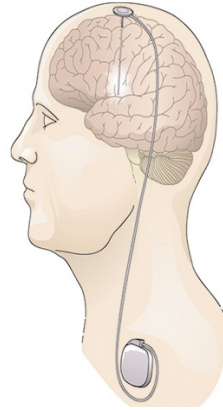


Fig. 9 DBS (Deep Brain Stimulation)
(Tomado de “Estimulación Cerebral Profunda en la Práctica Clínica” [26])

Por otro lado, están los procedimientos quirúrgicos como la “*Estimulación cerebral profunda*”, Fig.9, descubierto por el neurocirujano francés *Alim Louis Benabid*, (1987) [26], que es el implantar electrodos a una parte específica del cerebro. Los electrodos se conectan a un generador implantado en el pecho cerca de la clavícula que envía impulsos eléctricos al cerebro y en muchos casos reduce los síntomas del EP, más no lo cura.

Este procedimiento ayuda a estabilizar las alteraciones de los medicamentos, a reducir los temblores involuntarios, la rigidez, incluso mejora la lentitud de ciertos movimientos. Pero como en toda cirugía, implica ciertos riesgos como infecciones, accidentes cerebrovasculares o hemorragias, cabe aclarar que también se corre el riesgo de que el paciente no acepte el implante.

2.9. SISTEMAS DAQ

Ya conocemos un poco más la problemática clínica en donde queremos colaborar y para ello hacemos uso de la Electrónica.

La *Instrumentación Electrónica*, se encarga de adquirir información, medir magnitudes físicas, las procesa y analiza para proporcionarlas a un operador, a un sistema de control o ambos. Todo esto es posible aplicándolo a la medicina, siempre y cuando respetando las normas y principios como son *SAMA* (Scientific Apparatus

Makers Association) [37] y la *Comisión Electrónica Internacional* (IEC, Normas 601.1-601.2) [39].

Dentro de la formación de toda instrumentación, se requieren sistemas, que no son elementos relacionados entre sí con normas y procedimientos para regular el funcionamiento de un todo mejor conocido como *SISTEMAS DAQ (Data Acquisition System)* Fig.10.

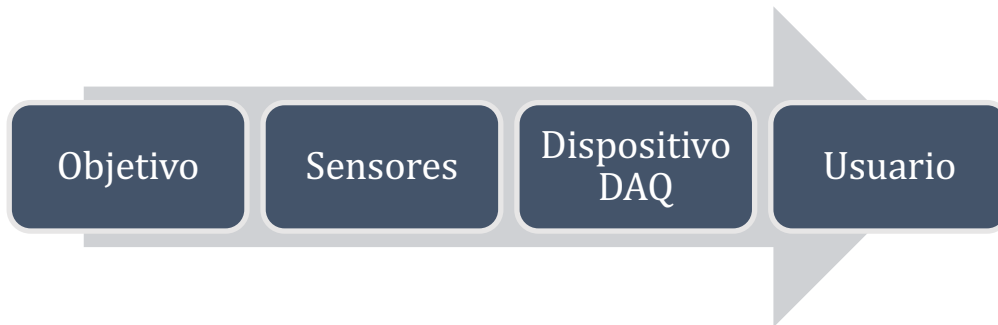


Fig. 10 Proceso de un Sistema DAQ.
(Elaboración propia)

El “**Objetivo**”, puede definirse como la intención a medir, en la mayoría se trata de fenómenos físicos como temperatura, voltaje, tiempo en este caso bioseñales y para ello son de gran ayuda los “**Sensores**”, también llamados transductores, capaces de transformarlo a señales eléctricas posibles de medir e interpretarse por medio de datos numéricos.

Un “**Dispositivo DAQ**”, compuesto por Hardware y Software que hacen posible la interpretación entre sensores y usuario. En ellos se puede desarrollar infinidad de procesos como desde identificar si se está trabajando con señales analógicas o digitales, si se requiere convertidores para muestrearla, digitalizarla, almacenarla y enviar todos los datos por los diferentes protocolos de comunicación por ejemplo Serial, Wifi, entre otros. En algunos casos estos dispositivos implementan retroalimentación, es decir no solo lo ayuda a la comunicación sensor-usuario, sino que también, el usuario pueda mandar orden para la ejecución de alguna tarea. Los encontramos desde grandes ordenadores programables hasta pequeños microprocesadores embebidos o tarjetas de adquisición de datos como FPGA, DSPA, PIC, entre otros.

Las tarjetas de adquisición de datos consisten en tres partes:

- *Acondicionamiento*, los elementos recaudados por los sensores pueden ser inestables, así que un circuito los ajusta para que puedan ser leídos correctamente.
- *Convertidor AD-DA*, traduce los datos de la señal analógica recibida a una señal digital o viceversa con el fin de que los equipos electrónicos puedan leerlos y realizar su función debida.
- *Bus de la PC*, por medio de él pasa toda la información, además de que es el que detecta las señales y nuevamente las interpreta para el ordenador.

Finalmente, el "**Usuario**" es el Software programable que controla la operación del dispositivo DAQ y a su vez es por el cual se estará mostrando o monitoreando toda la información adquirida para analizarla o tomar decisiones sobre ella y tareas extras. Éste puede ser PC, maquinaria industrial, celulares, entre otros.

Dentro de las ventajas de contar con un sistema DAQ están:

- Facilita el trabajo de acceso y análisis a datos de grandes volúmenes.
- Seguridad en los datos, la cual es respaldar por si se requiere consultar posteriormente.
- Ahorro en costos.

En los siguientes capítulos, explicamos de manera precisa como se aplicó la Electrónica para contribuir a la investigación dentro del área de medicina.

CAPÍTULO 3. SISTEMA

El sistema electrónico de este trabajo esta conformado por tres partes primordiales, un Electromiograma de diseño propio, sensores de aceleración y la tarjeta de adquisición de datos.

3.1 ELECTROMIOGRAMA

Debido a que uno de los síntomas en un paciente con EP es el temblor o temblor de la extremidad superior, es fundamental contar con un Electromiograma, ya que es un método para analizar la actividad eléctrica muscular generada al realizar cierta actividad.

3.1.1 ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía (EMG) es una prueba diagnóstica que mide la respuesta o la actividad eléctrica de cierto músculo al recibir un estímulo, como se mencionó en el apartado de ANTECEDENTES, surgió de los trabajos de Francesco Redi (1666), al descubrir que un músculo de la anguila generaba electricidad, así se fueron sumando más investigadores hasta que en 1966 Hardyck lo implementó para tratamiento de desórdenes clínicos.

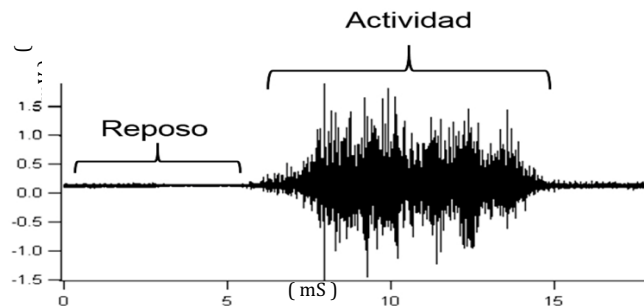


Fig. 11 Ejemplo de Actividad Muscular en Reposo y en Contracción.
(Electromyography in the Rehabilitation Sciences [40])

Para realizarlo, se deben colocar electrodos de superficie (no invasivos) pero hasta ahora para una mejor lectura se usan electrodos de aguja (invasivos) lo que ocasiona alteraciones en la lectura y cierta incomodidad al paciente. La lectura del EMG comienza desde que el músculo se encuentra en reposo, en el monitor u osciloscopio no se debe apreciar significativas alteraciones hasta el momento en que llegue algún

estímulo a las fibras musculares y éstas elevan su potencial de acción, generando así una contracción, en la Fig.11 podemos apreciar un ejemplo de ello.

3.1.2 RANGO DE FRECUENCIAS DE BIOSEÑALES

Todas las Bioseñales tienen diferente potencial de acción o biopotencial uno de ellos es el EMG como se muestra en la Tabla 3.

BIOSEÑAL	DEFINICIÓN	RANGO AMPLITUD	RANGO FRECUENCIA
Electrocardiograma (ECG)	Actividad eléctrica cardiaca	0.5 - 4 mV	0.001 - 250 Hz
Electroencefalograma (EEG)	Actividad eléctrica cerebral	5 - 300 μ V	DC - 150 Hz
Electrogastrograma (EGG)	Actividad eléctrica gástrica	10 μ V - 1 mV	DC - 1 Hz
<i>Electromiograma (EMG)</i>	<i>Actividad eléctrica muscular</i>	<i>0.1 - 5 mV</i>	<i>DC - 10 KHz</i>
Flujo sanguíneo	Flujo sanguíneo	1 - 300 ml/s	DC - 20 Hz
Presión arterial	Presión sanguínea arterial	10 - 400 mm Hg	DC - 50 Hz
Electroneurograma	Actividad eléctrica nerviosa	0.01 - 3 mV	DC - 50 Hz

Tabla 3 Principales Frecuencias y Amplitudes de las Bioseñales.

Recordando que el EMG es capaz de registrar hasta 10KHz con electrodos de aguja, y que gracias a este diagnóstico podemos observar alteraciones en las fibras musculares, a continuación, tenemos algunas frecuencias causadas por ciertos temores u oscilaciones generadas por alguna parte del cuerpo. Tabla 4.

TREMOR	FRECUENCIA (Hz)
Reposo	3 - 6
Parkinsoniano	3 - 6
Esencial	4 - 12
Fisiológico	8 - 12
Distónico	< 7
Intencional	3 - 5

Tabla 4 Frecuencia de Temores Voluntarios e Involuntarios.

3.1.3 ELECTRODOS Y SU COLOCACIÓN

Un electrodo es el sensor que nos ayuda a adquirir la actividad eléctrica de alguna bioseñal, que como se mencionó éstos pueden ser de la familia invasivos y no invasivos.

Los electrodos Invasivos Fig.12 a), están hechos por cloruro de plata y son aquellos que presenta mejor lectura, pero suelen atravesar la piel de los pacientes ocasionando cierta incomodidad y que a pesar ello, el paciente debe mantener una buena y cómoda postura para que no termine dañándolo. Para tener un mejor acoplamiento entre los electrodos y la impedancia de la piel, es necesario el uso de un gel electrolítico, lo que beneficia el flujo de cargas eléctricas.

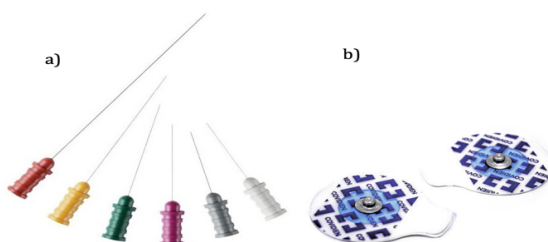


Fig. 12 Electrodo para EMG. a) Electrodo de aguja; b) Electrodo superficial (Elaboración propia)

Dentro de los electrodos No Invasivos Fig.12 b), su funcionamiento se basa en la introducción de carga sobre una placa de cobre producido por la carga bioeléctrica sobre la superficie de la piel, generando un campo eléctrico. Para tener una mejor lectura se hace uso de un gel dieléctrico, evitando así el contacto directo con la piel y el flujo de las cargas, sin olvidar que previamente, la piel debe estar limpia y sin vellos, para que así la impedancia de la dermis no sea alta y se tenga una mejor lectura.

Dentro de sus ventajas están que son más fáciles de colocar, no requieren una previa preparación de la piel y no incomodan al paciente, pero por otro lado su principal desventaja es que son más sensibles al ruido electromagnético del medio ambiente y artefactos de movimiento por el paciente.

Es importante saber que la medición electromiográfica utiliza el sistema europeo SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for Non-Invasive Assessment of Muscles)

[46], donde indica los puntos correctos para colocar los electrodos, en este trabajo especificamos la colocación en el músculo flexor *carpi radialis* del antebrazo.

Las siguientes indicaciones son para la colocación de electrodos de superficie:

- Debe estar colocado entre un punto motor y la inserción del tendón o también entre dos puntos motores y a lo largo, pero en una línea mediana al músculo.
- No se debe colocar cerca o sobre el tendón del músculo ya que en esa zona las fibras musculares son más escasas o pequeñas.
- No colocarse en el punto motor, ya que es más sensible a cualquier actividad muscular generando una inestabilidad o ruido.
- No colocarse fuera de los bordes del músculo a estudiar.
- El electrodo de referencia se debe colocar lo más lejos posible y en algún tejido neutro por ejemplo el codo o algún hueso palpable.
- Al ser de superficie, deben ser de 10mm de diámetro con una distancia entre ellos mínima de 20mm.

3.2 ACONDICIONAMIENTO DEL EMG

Un dispositivo de lectura electromiográfica, por lo general requiere de etapas como, filtros que ayudarán al paso o rechazo de frecuencias que no se requieran en este estudio y una etapa de amplificación necesario debido a que toda señal biológica es débil.

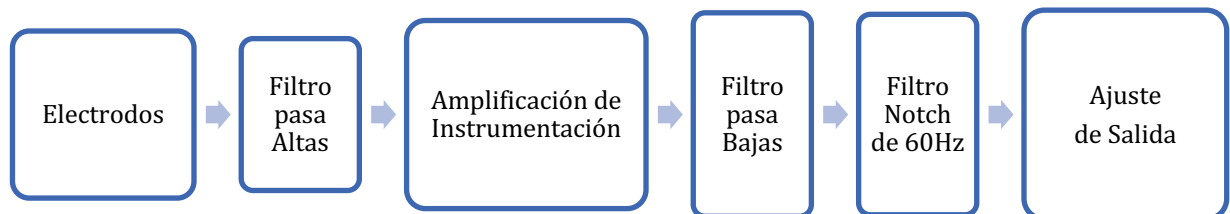


Fig. 13 Etapas de Diseño del dispositivo de lectura Electromiográfica.
(Elaboración propia)

El dispositivo EMG implementado para este trabajo está delimitado por el rango de frecuencia entre 1Hz a 320Hz y consta de las siguientes etapas como se muestra el diagrama a bloque de la Fig.13.

3.2.1 ACOPLAMIENTO DE ENTRADA Y FILTRO PASA ALTAS PASIVO

Para permitir el paso de frecuencias altas se implementó el siguiente arreglo Fig.14, diseñado por Wang (2010) [47], en el cual $C1, R6$ y $C2, R7$ forman filtros pasa altas pasivo de primer orden para bloquear los componentes de corriente continua ocasionados por los electrodos al conectarse con la piel.

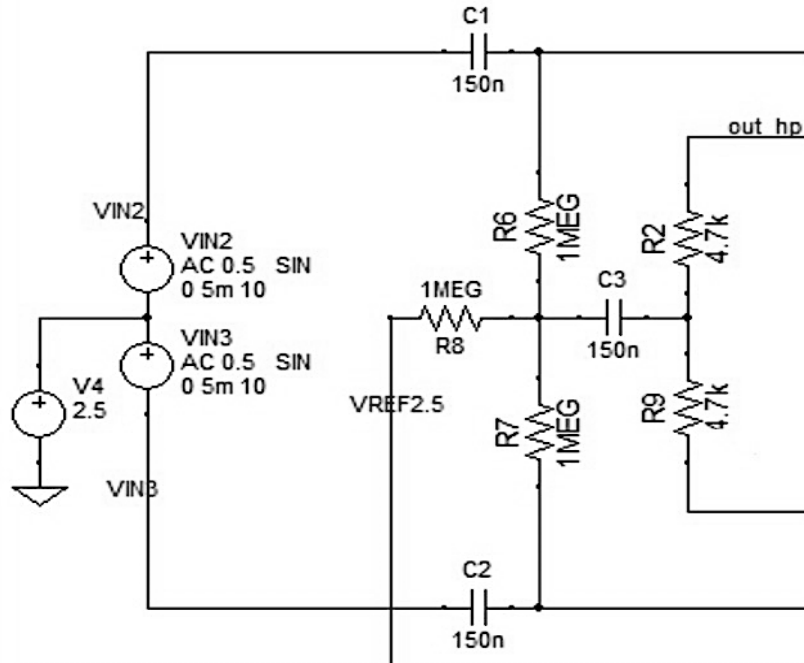


Fig. 14 Diseño acoplamiento "Wang" en Filtro Pasivo Pasa Altas.
(Optimizing surface electromyography acquisition without right leg drive circuit [47])

$C3$ y $R8$ forman el tercer filtro pasa altas pasivo de primer orden que ayuda a la señal de modo común en el acoplamiento de corriente alterna (CA) y el voltaje de polarización de corriente continua de la etapa de amplificación, regresa a la entrada para verificar y filtrar su composición de corriente continua.

Para obtener, la frecuencia de corte f_c del filtro pasivo pasa altas, se deriva por la siguiente ecuación:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \text{ Hz} \quad (3.2.1.1)$$

Tomamos en cuenta que los valores de $C1 = C2 = C3 = 150nf$, así como

$$R6 = R7 = R8 = 1M\Omega$$

entonces:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R6C1} \text{ Hz}$$

$$f_c = 1.061 \text{ Hz}$$

3.2.2 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

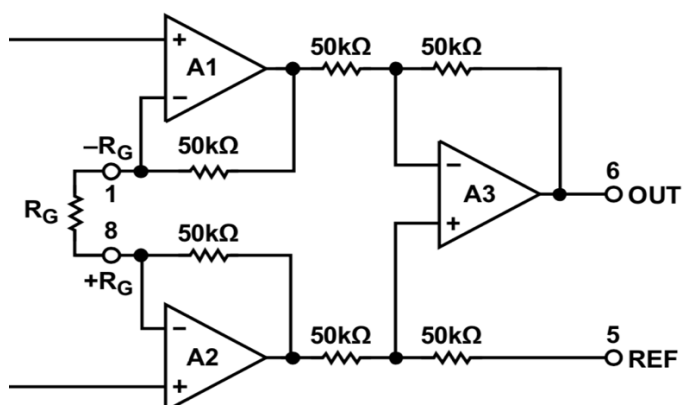


Fig. 15 Diagrama del Amplificador Instrumentación “AD623”
(Datasheet AD623 [49])

El trabajo de un amplificador de instrumentación es poder amplificar señales pequeñas o débiles adquiridas por algún sensor para posteriormente analizar y manipularla sin algún problema.

En este trabajo se usó el “AD623” que puede operar con un suministro doble o simple ofreciendo una oscilación de riel a riel. Debido a la corriente y amplio rango de entrada de modo común y su bajo índice de offset, tiene la ventaja de amplificar las señales con voltajes de modo común tan bajos como 150 mV.

Ya que la impedancia de la piel no es la misma para todos los pacientes, su ganancia esta ajustada con un trimpot de $10k\Omega$ en serie con una resistencia de 220Ω , provocando así una salida que va de 0.1V a 1.3V.

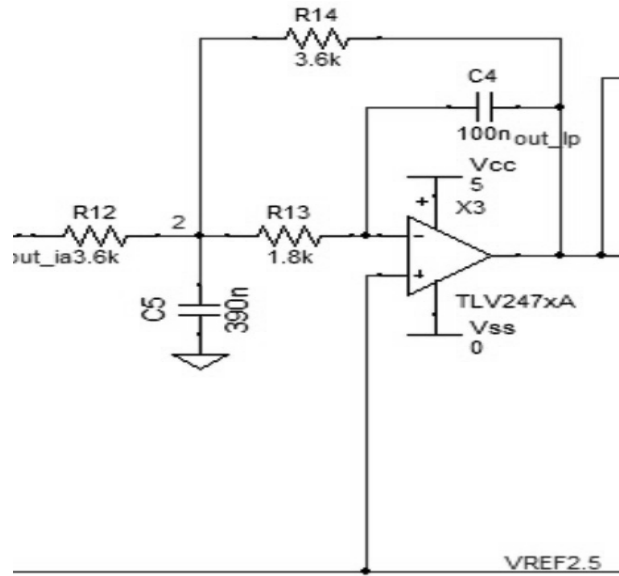
$$Ganancia = 1 + \frac{100k\Omega}{R_G} \quad (3.2.2.1) \quad R_G = 10k\Omega + 220\Omega \quad (3.2.2.2)$$

$$\text{si trimpot tiene valor de } 0.1\%: \quad Ganancia = 20 \log \left(1 + \frac{100k\Omega}{R_G} \right) = 53.2dB$$

$$\text{si trimpot tiene valor de } 1\%: \quad Ganancia = 20 \log \left(1 + \frac{100k\Omega}{R_G} \right) = 0.077dB$$

3.2.3 FILTRO ACTIVO PASA BAJAS

Lo contrario de un pasa altas, el filtro pasa bajas ayuda al paso de frecuencias bajas, o en este caso, nos ayuda a delimitar hasta que frecuencia nos interesa leer.



**Fig. 16 Diagrama Filtro Activo Pasa Bajas MFB
(Design of Analog Filters [33])**

Para cumplir con el rango propuesto para la lectura del EMG, se implementó un filtro activo pasa bajas de 2do orden Fig.16, con ayuda de un OpAmp (TLV2474) [50] el cual como sus entradas y salidas giran de riel a riel, aumenta el rango dinámico en aplicaciones de bajo voltaje, lo que lo hace eficaz para el sensor, en la Fig. 16 se observa que tratamos con un filtro MFB (de retroalimentación múltiple).

La frecuencia de corte de este filtro pasa bajas esta dado por la ecuación general (3.2.3.1), tomando los valores de los componentes mostrados en la Fig.16 obtenemos:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R14 * C4 * R13 * C5}} \quad (3.2.3.1)$$

$$f_c = 320Hz$$

3.2.4 FILTRO NOTCH

Para poder eliminar o atenuar el ruido de línea lo más posible, es necesario tener un filtro con selectividad alta y atenuación considerable para la frecuencia de corte, en este caso para una frecuencia de 60Hz, hablamos de un filtro pasa banda activo de 2do orden (construido con OpAmp TLV2474), más un restador como lo muestra la Fig.17, esto ayuda a conservar la potencia de salida y no se afecte por el ruido que pudiera originarse.

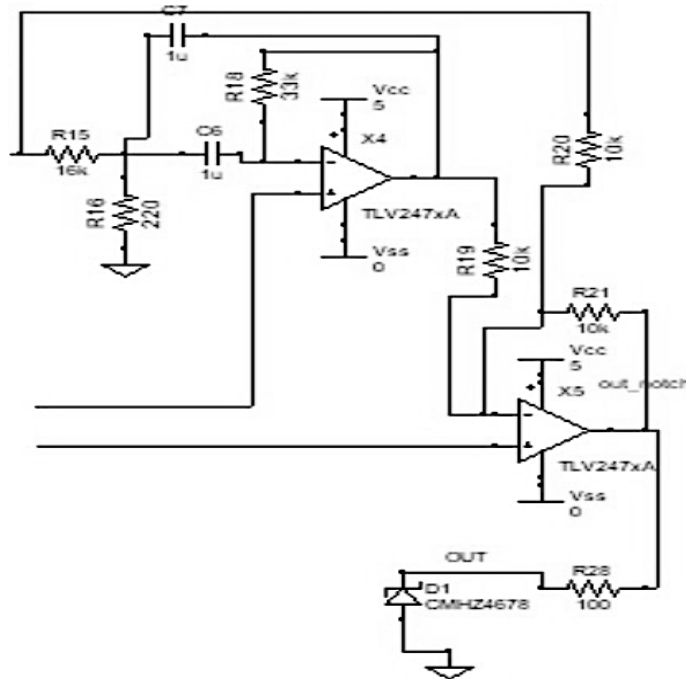


Fig. 17 Diagrama Filtro Notch (60Hz)
(Design of Analog Filters [35])

3.2.5 AJUSTE DE SALIDA

Hablamos de un diseño de instrumentación médica, así que, necesitamos que la salida sea fija e independiente de tensión, es decir valemos uso de voltajes de referencia.

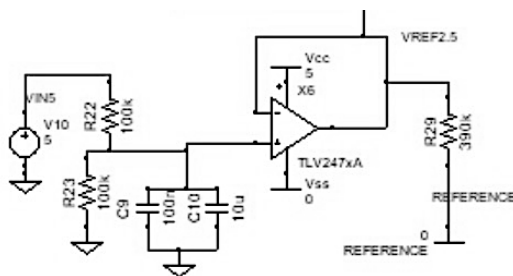


Fig. 18 Diagrama Voltaje de Referencia 2.5V
(Elaboración propia)

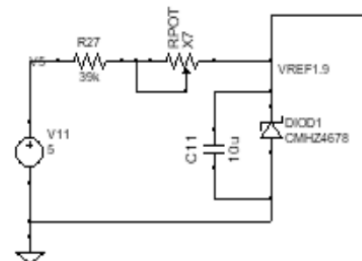


Fig. 19 Diagrama Voltaje de referencia 1.9V
(Elaboración propia)

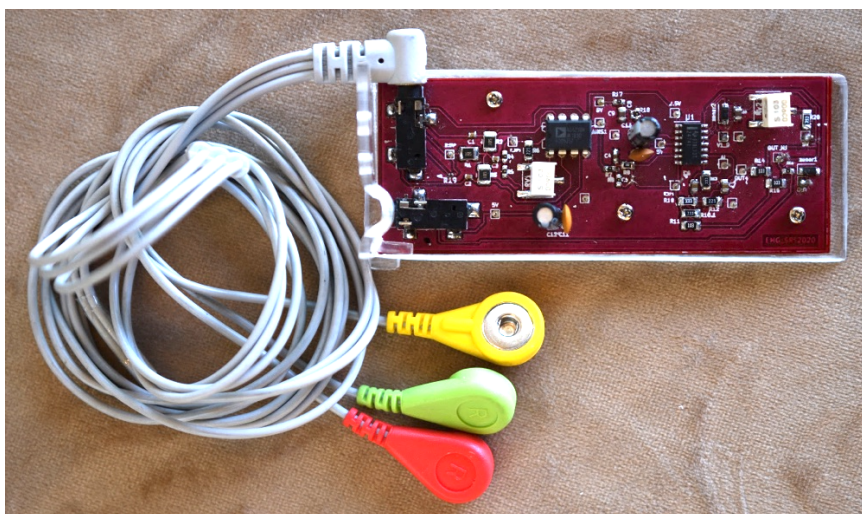
Al presentarse variaciones, no debe afectar la estabilidad y la precisión del diseño. Tanto para el filtro pasa bajas como para el amplificador de instrumentación, se implementa un voltaje de referencia de 2.5V, Fig.18. y para el filtro Notch uno de 1.9V, Fig.19. con un diodo zener “CMHZ4678” [51], esto para que la salida tengamos un rango de 0.1V a 1.3V y sea apto para la entrada de nuestra tarjeta de adquisición de datos “CC3200 Texas Instruments”.

3.2.6 IMPLEMENTACIÓN DEL CIRCUITO DEL EMG

El dispositivo de lectura electromiográfica Fig.20, fue lo más compacto posible para una mejor manipulación, así que se conforma de componente superficiales y una PBC bañada en plata sobre el cobre, esto con la finalidad de tener un mejor terminado, más resistente y protegerla de oxidación, diseñada usando el software “KICAD” [52].

Cuenta con las siguientes características:

- Voltaje de alimentación: 5v
- Voltaje de salida: 0.1V a 1.3V
- Banda de Frecuencia: 1Hz a 320Hz
- Ganancia Variable: 0.77dB a 53.2dB
- Resistencia en electrodos: 0.7 Ohm



**Fig. 20 Dispositivo de lectura electromiográfica.
(Elaboración propia)**

Cuenta con tres contactos para los electrodos superficiales, los dos primeros (verde y amarillo) van colocados en el músculo requerido para el análisis, recordando la distancia de separación entre ellos para tener una buena lectura en cuanto al reposo, inicio y fin de una contracción y el tercer electrodo (rojo) es la referencia colocada en algún tejido neutro o hueso.

Como resultado o señal de salida, tenemos un EMG que no presenta rectificación o ajuste alguno.

3.3. ACELERÓMETRO

Los acelerómetros son sensores destinados a medir vibraciones o aceleraciones proporcionando una señal eléctrica, es decir, miden la fuerza generada cuando una masa es afectada por un cambio de velocidad (Segunda derivada de la posición [53]) por ejemplo movimientos, impactos, entre otros.

Respecto a su unidad de medida, aceleración está dada por m/s^2 , en la mayoría encontramos que su rango o unidad va desde pocos a miles de “g”, donde $g = 9.8 m/s^2$.

Ya que vivimos en un mundo tridimensional, es necesario medir en diferentes direcciones, es decir, registrar de uno, dos o tres planos lo que conocemos como dirección espacial (X, Y, Z) y si alguno actúa en dirección opuesta a la del sensor, entonces el acelerómetro obtendrá valores negativos.

Dependiendo de la tecnología que conforma a los sensores de aceleración y la aplicación que se requiera, es importante tener en cuenta dos parámetros principales, los rangos de funcionamiento de temperatura y su frecuencia con la que trabajan.

3.3.1 ADXL345

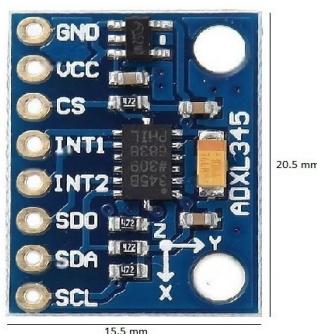


Fig. 21 Acelerómetro ADXL345, Analog Devices (Datasheet ADXL345 [55]).

En este trabajo se usó un acelerómetro micromecanizado capacitivo triaxial de tecnología MEMS (Microelectromechanical Systems), con matrícula ADXL345 de Analog Devices, de dimensiones 20.5mm X 15.5mm X 1mm como se percibe en la Fig.21.

Sus principales características son:

- Consumo, $23 \mu A$ en modo de medición y $0.1 \mu A$ en reposo.
- Alimentación entre 2.0 a 3.6V.
- Sensibilidad de 4mg/LSB con precisión de 1º.

- Rango de resolución:
 - $\pm 2g$ trabaja con 10 bits
 - $\pm 4g$ trabaja con 11 bits
 - $\pm 6g$ trabaja con 12 bits
 - $\pm 8g$ trabaja con 13 bits
- Memoria FIFO con capacidad de hasta 32 bits, encargada de almacenar y desbordar los datos en los registros de los ejes X, Y, Z.
- Configurable para trabajar con frecuencias de 0.1 a 3200Hz
- Protocolos de comunicación SPI e I2C

3.3.2 CONFIGURACIÓN

Para poder configurar este acelerómetro de acuerdo con las necesidades de su aplicación, a partir de la página 23 de la datasheet [55] se encuentran las direcciones de los registros, por ejemplo:

D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
SELF_TEST	SPI	INT_INVERT	X	FULL_RES	JUSTIFY	RANGE	

Fig. 22 Registro 0x31 DATA_FORMAT (Datasheet ADXL345 [55]).

En el registro 0x31 Fig. 22 que es de 8 bits, se configura el tamaño de los datos, permitiendo escoger la resolución a la que trabajará como se observa la Tabla 6, en nuestro caso, trabaja con una resolución de $\pm 2g$.

D1	D0	g-Range
0	0	$\pm 2 g$
0	1	$\pm 4 g$
1	0	$\pm 8 g$
1	1	$\pm 16 g$

Tabla 5 Rango de Resolución del ADXL345. (Datasheet ADXL345 [55]).

Otro es el caso del registro 0x2D Fig.23, registro de Control. Es de 8 bits donde el 7, 6, 5, 1 y 0 se deja por defecto, mientras que el 4 está con valor 0 de manera que se encuentra deshabilitada la opción de reposo (D2=1). El 3 tiene valor 1, así el sensor se encuentra en medida normal al igual que el 2 en 0 para que pueda operar.

D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
0	0	Link	AUTO_SLEEP	Measure	Sleep	Wakeup	

**Fig. 23 Registro 0x2D POWER_CTL
(Datasheet ADXL345 [55]).**

Es fácil su manipulación gracias a la configuración de los registros, dentro de los cuales no podrían faltar:

- 0x53 – Dirección del sensor
- 0x32 – DATAx0 para la data en eje X
- 0x33 – DATAx1 para la data en eje X
- 0x34 – DATAx0 para la data en eje Y
- 0x35 – DATAx1 para la data en eje Y
- 0x36 – DATAx0 para la data en eje Z
- 0x37 – DATAx1 para la data en eje Z

Donde cada registro de los ejes contiene 8 bits cada uno, complementados a dos donde DATAx0 es el byte menos significativo y DATAx1 el más significativo.

Es importante que para tener buenos resultados el sensor este calibrado, lo cual se recomienda hacer antes de montarlo en donde se quiera ocupar, es raro que llegará a pasar, pero por medio de su programación puede realizarse. Un método simple es medir la compensación contabilizada automáticamente en los registros incorporados tomando los valores de X_{0g} , Y_{0g} , Z_{0g} . En un esquema de calibración el sensor está orientado con eje Z en el campo de gravedad 1 mientras que X y Y en 0.

De tal manera que al realizar la calibración quedarían las ecuaciones:

$$X_{calibrado} = X - X_{0g} \quad (4.1.1)$$

$$Y_{calibrado} = Y - Y_{0g} \quad (4.1.2)$$

$$Z_{calibrado} = Z - Z_{0g} \quad (4.1.3)$$

3.3.3. PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN I2C ACELERÓMETRO

A pesar de contar con dos protocolos de comunicación, en este trabajo se decidió usar serial por I2C, adelante se justifica el por qué.

La I2C, Inter-Integrated Circuit, por su arquitectura permite tener una configuración de datos recibidos, ya que cuenta con dos líneas de comunicación, SDA (Serial Data) para datos y SCL (Serial Clock) el reloj Fig.24.

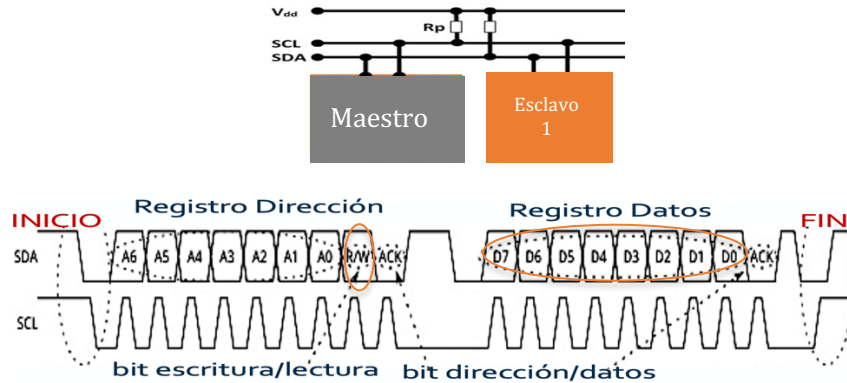


Fig. 24 Comunicación I2C Maestro-Esclavo (Elaboración propia)

En esta comunicación el sensor de aceleración trabaja en modo esclavo, así que espera la indicación del “maestro” del como trabajará, si en lectura o escritura, así como también, cuando iniciará la transmisión de los datos de sus ejes.

3.4 TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS CC3200

Una tarjeta de adquisición de datos es un sistema DAQ apto para recopilar información del exterior para posteriormente ser analizada y procesada.

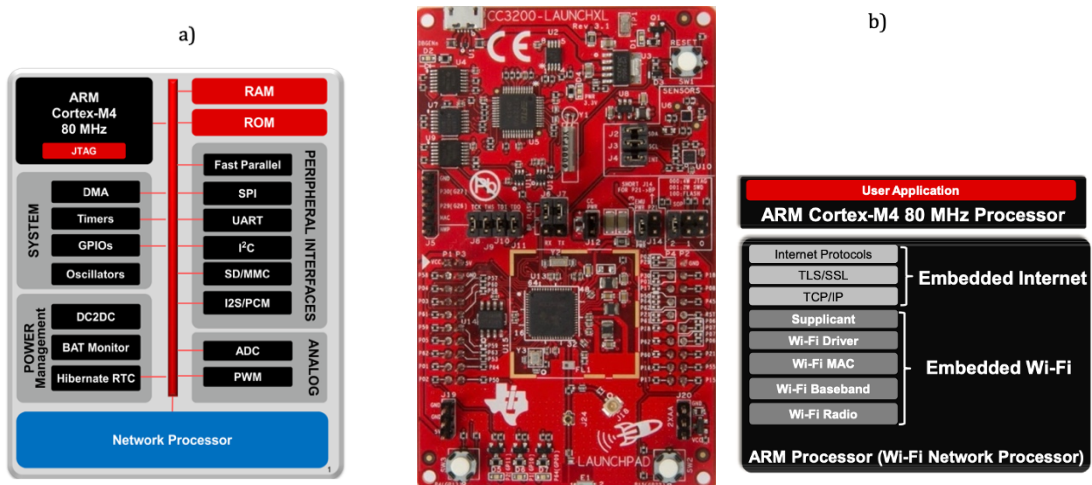


Fig. 25 Tarjeta de Adquisición de datos CC3200 Texas Instruments.
a) Hardware de la CC3200; b) Software Embedded de la CC3200 (Tomado de Datasheet CC3200 [56]).

La tarjeta CC3200 de la familia de Texas Instruments Fig.25, es un microcontrolador caracterizado por tener un transmisor y receptor Wifi incorporando todos los protocolos de red y seguridad, además de contar con sensores internos como de aceleración y de temperatura.

Dentro de sus características principales (*CC3200 Datasheet [56]*) encontramos:

- Microcontrolador:
 - ARM, CORE a 80MHz
 - RAM de 256kb, con 32 canales
 - Interfaz de cámara paralela de 8 bits
 - Comunicación Serial SPI, I2C y Wifi
 - 4 temporizadores PWM de 16 bits
 - Convertidor AD de 4 canales cada uno de 12 bits
- Voltaje amplio de 2.1V a 3.6V
- Reloj de cristal de 40MHz
- Sensor de temperatura con rango de -40°C a 85°C
- Sensor de aceleración triaxial

3.4.1 SOFTWARE ENERGIA

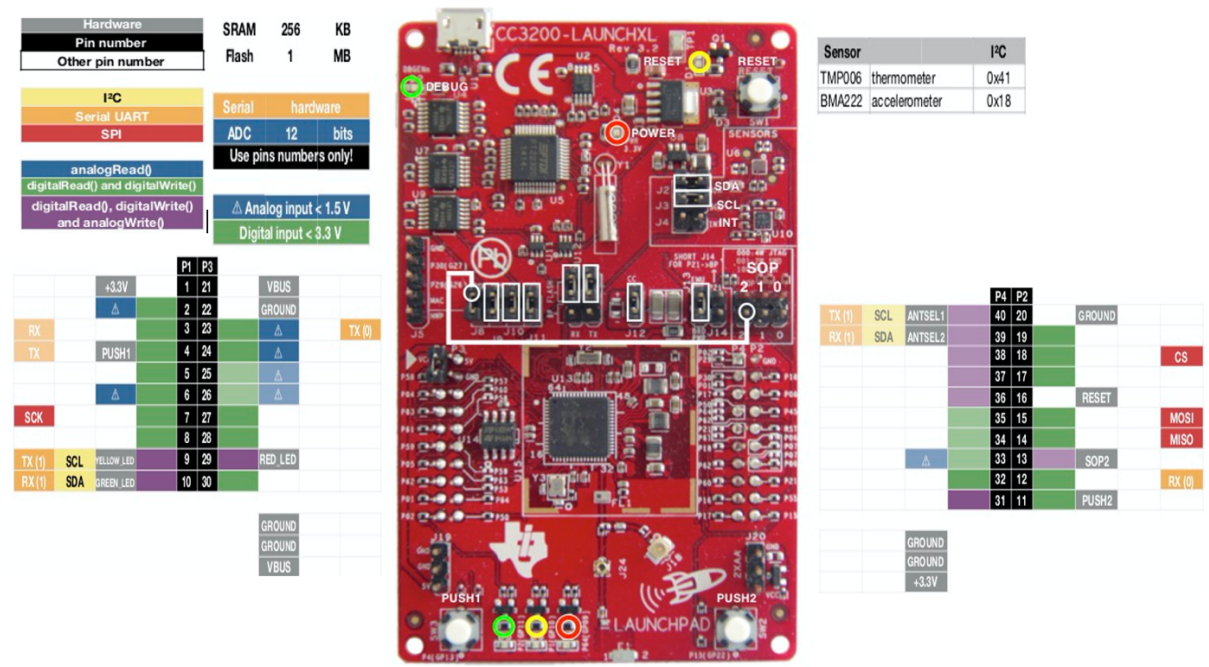


Fig. 26 Mapeo de Pines de la Tarjeta CC3200 Texas Instruments (Tomado de ENERGIA GUIDE [57]).

Para el desarrollo de este trabajo se usó el software ENERGIA, práctico y accesible, así como compatible con Windows de 32 bits y 64 bits.

La Fig.26 muestra el mapeo de los pines de la CC3200, es importante identificarlos ya que algunos están inhabilitados. La tarjeta puede configurarse para poder estar en modo “programación” o “modo ejecución”, en energía se utiliza un puente que enlaza el pin SOP2 al pin JATAG, Fig.26, para que de este modo ya no sea necesario desactivar y activar esos dos estados y se agilice su uso.

Es una tarjeta muy completa pero debido a su extensión, a continuación, solo se mencionan los apartados más importantes que se aprovecharon para este trabajo.

3.4.2 CONVERTIDOR ANALOGICO-DIGITAL

Contiene un módulo de 4 canales, cada uno presenta una resolución de 12 bits, para este trabajo y debido a las características de los acelerómetros, se programó a 10bits. Se debe considerar que la entrada analógica debe estar acoplada a un voltaje de referencia de 1.8V ya que de no ser así podría causar daños a la CC3200.

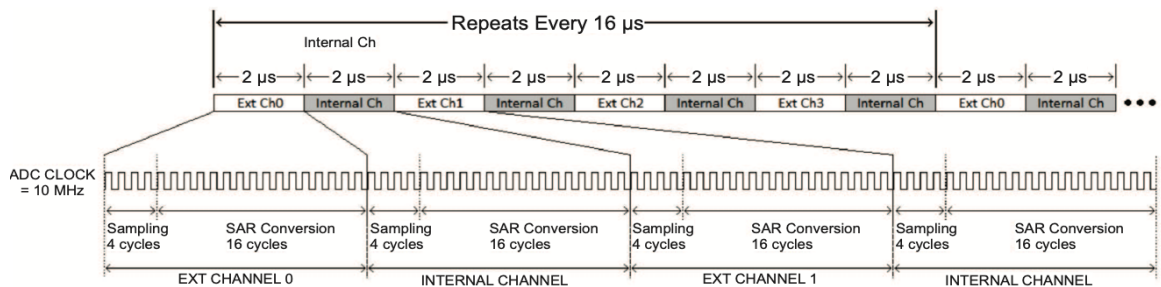


Fig. 27 Diagrama Tiempo del Reloj en el ADC en tarjeta CC3200 Texas Instruments (Tomado de Datasheet CC3200 [56]).

Entre las características de este convertidor están:

- Precisión de 10 bits (para empatar con el desempeño de los acelerómetros)
- Arquitectura SAR (muestreo automático)
- Intervalo de muestreo aproximadamente de 16μs por canal
- Velocidad de reloj 10MHz
- Frecuencia de corte por canal 62.5 KSPS
- Corriente eléctrica de 1 a 1.5μA.

3.4.3 PROTOCOLO COMUNICACIÓN I2C TARJETA ADQUISICIÓN

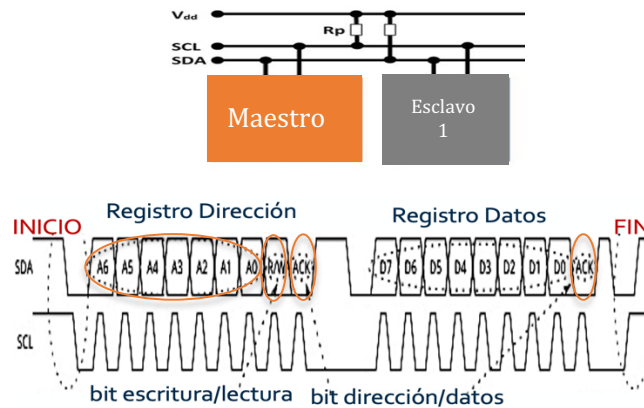


Fig. 28 Diagrama del Protocolo I2C en la CC3200 Texas Instruments (Tomado de Datasheet CC3200 [56]).

La tarjeta trabaja en modo “Maestro” así que ella le indicará al sensor de aceleración en que momento se inicia el protocolo de comunicación, en que modo trabajará el acelerómetro, en este caso como escritura, así como el instante en que debe comenzar a recibir los datos y finalmente la interrupción de comunicación.

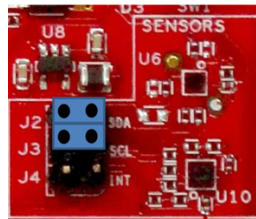


Fig. 29 Jumper para Comunicación I2C de la CC3200 Texas Instruments (Tomado de Datasheet [56]).

Los jumpers que se encargan de esta tarea son Fig.29:

- J2 canal SDA
- J3 canal SCL
- J4 canal de interruptor este se habilita para el uso de los sensores (termómetro y acelerómetro)

3.4.4 COMUNICACIÓN SERIAL (a)

La comunicación serial o UART de la CC3200 se caracteriza por su velocidad programable en baudios que para este trabajo fue de 100kBd, además de contar con canales independientes de envío y recepción de los datos, o cadena de caracteres, genera y detecta rupturas de línea, bits pares, impares o fijos.

CAPÍTULO 4. METODOLOGÍA

La prioridad de esta tesis fue adquirir información de personas de la tercera edad que pudieran tener la enfermedad de Parkinson sin importar el grado de avance ni el sexo, pero debido a situaciones que estuvieron fuera de alcance del equipo de trabajo para poder controlarlas o evitarlas, fue complicado y solo contamos con la colaboración de dos pacientes, uno de ellos con el padecimiento diagnosticado desde hace 15 años y el otro de 5 años.

Por ello se optó por invitar a participar personas de la tercera edad y adultos “sanos”, con ello nos referimos a que probablemente tuvieran enfermedades crónicas como hipertensión, diabetes e inclusive demencia senil pero no tremor parkinsoniano, el rango de edad comprendido fue de 50 a 84 años.

Se contó con el apoyo y permiso del propio paciente y de algún familiar de éste para implementar nuestro dispositivo y obtener la información necesaria, estipulado en una *Carta de consentimiento informado* firmada por los involucrados tanto la copia para los registros como otra para el paciente.

El ambiente en todo momento fue tranquilo para colocar toda nuestra instrumentación como se muestra en el diagrama de la Fig. 30, se le pidió al paciente que se sentara en una silla de manera cómoda frente a la mesa donde se encontraría el monitor para observar las señales adquiridas.

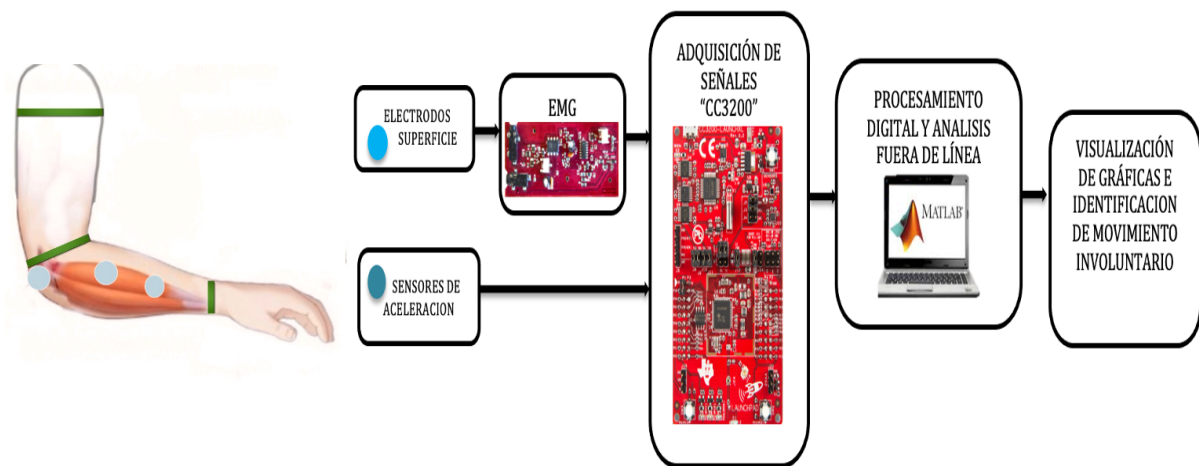
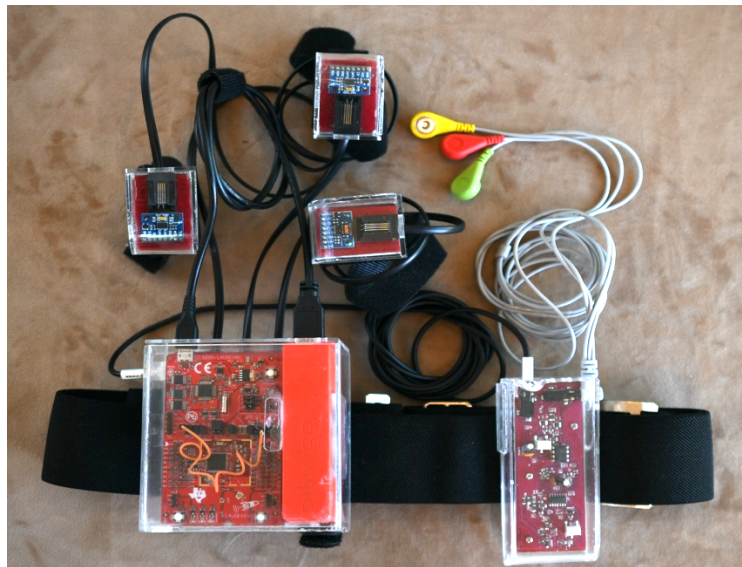


Fig. 30 Diagrama a Bloques del Montaje y Funcionamiento de la Instrumentación.
(Elaboración propia)

La metodología empleada para los pacientes sanos y con Parkinson fue la siguiente:

- Antes de la implementación del Electromiograma, se limpió el antebrazo y codo del paciente, así como también se trató de que no hubiera vello en el área para obtener la señal lo más claro posible y contrarrestar un poco la impedancia.
- Se colocaron tres electrodos con un poco de gel conductor para una mejor lectura. Dos electrodos en el músculo flexor a estudiar, con una pequeña separación entre ellos y el tercero que era de referencia se colocó a nivel del codo como se muestra el diagrama de la Fig.32.
- La alimentación y adquisición del dispositivo electromiografico, fue directamente a la tarjeta CC3200 conectado por un cable auxiliar de 3 polos.



**Fig. 31 Dispositivo para la Adquisición de Datos
(Elaboración propia).**

- Los tres sensores de aceleración se montaron en un arnés tipo pulsera individualmente, para así poder colocarlos en muñeca, codo y hombro Fig.32.
- Al igual que el dispositivo del EMG, la alimentación y recopilación de los sensores, fue directamente a la tarjeta CC3200 con la diferencia de usar un cable de 4 vías.
- Tanto el dispositivo del EMG como la tarjeta CC3200 se colocaron en un cinturón ajustable Fig.32, para una mejor comodidad y que el paciente o el usuario no interfiriera en la manipulación de toda la instrumentación, cabe mencionar que también es pauta a una transferencia de datos inalámbrica.

La actividad se desarrolló en tres fases:



Fig. 32 Primera Fase de la Toma de Señales (Actividad REPOSO)
(Elaboración propia).

- **Primera fase:** Fig.32, el paciente estando cómodo, posicionó su brazo con los electrodos en la mesa frente a él de manera de reposar, así se le colocó debajo de la palma de su mano un objeto para que todos sus músculos estuvieran relajados, durante 2 minutos.



Fig. 33 Segunda Fase de la Toma de Señales (Actividad FLEXIÓN DE MUÑECA)
(Elaboración propia).

- **Segunda fase:** Fig.33, el paciente estando cómodo y su brazo con electrodos sobre la mesa, se le pidió que flexionara su mano de la siguiente manera:

Comenzando con un lapso de 10s en descanso, flexionó su muñeca en un nivel bajo, después en un nivel más alto y por último en lo máximo que pudiera, cada uno de estos lapsos duró 10s seguidos de un descanso de 10s. Esta fase se realizó 3 veces, pero alternando las flexiones, es decir:

- 1.- *descanso + nivel bajo + descanso + nivel medio + descanso + nivel alto*
- 2.- *descanso + nivel medio + descanso + nivel alto + descanso + nivel bajo*
- 3.- *descanso + nivel alto + descanso + nivel bajo + descanso + nivel medio*



**Fig. 34 Tercera Fase de la Toma de Señales (Actividad SOSTENER PESO)
(Elaboración propia).**

- **Tercera fase:** Fig.34, Estando el paciente sentado de manera cómoda, se le pidió sostener un objeto de 500g con el brazo de los electrodos extendido hacia enfrente y elevado. Tenía que aguantar esa postura lo más que pudiera, de preferencia los 2 min, en dado caso que se cansara podría bajar y si estaba en condiciones, nuevamente subir su brazo.
- Al finalizar la actividad, se retiró toda la instrumentación y se limpió el área donde se colocaron los electrodos.

Después de la adquisición de datos, se dio parte a varios métodos de análisis para comparar, diferenciar y corroborar la información obtenida.

4.1 ADQUISICIÓN DE DATOS

La primera etapa de esta tesis consiste en la “Adquisición de Datos” como se muestra en la Fig.35.

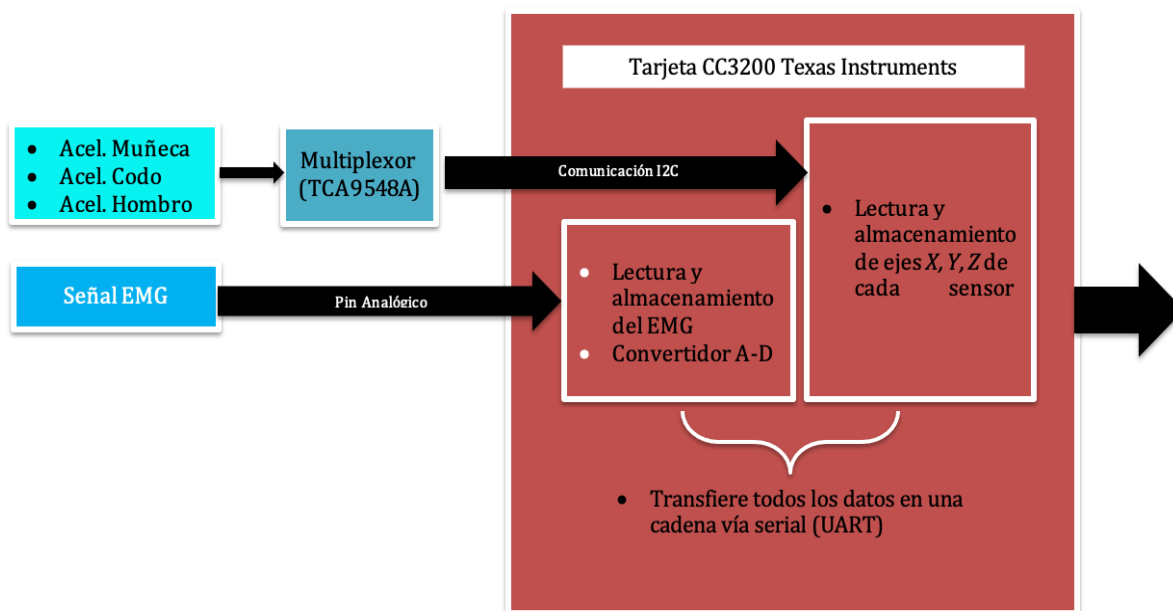


Fig. 35 Diagrama del Proceso de Adquisición de Datos del Dispositivo de Tesis (Elaboración propia).

Los datos recopilados son:

- Señal electromiográfica del músculo flexor *carpis radialis* de una extremidad superior del paciente (Sano / Parkinson).
- Señales de los ejes X, Y, Z de cada uno de los sensores, es decir, del acelerómetro colocado en muñeca, codo y hombro del paciente (Sano / Parkinson).

Respecto a su programación, es importante tomar en cuenta librerías de la transmisión Serial, acelerómetros y multiplexor, así como de sus direcciones (ID), declaración variables en donde se guardan los datos recopilados.

A pesar de que la adquisición de todos los datos fue simultáneamente por la tarjeta de CC3200 de Texas Instruments usando el software *ENERGIA*, a continuación, se explica la adquisición de cada sensor por separado.

4.1.1 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA

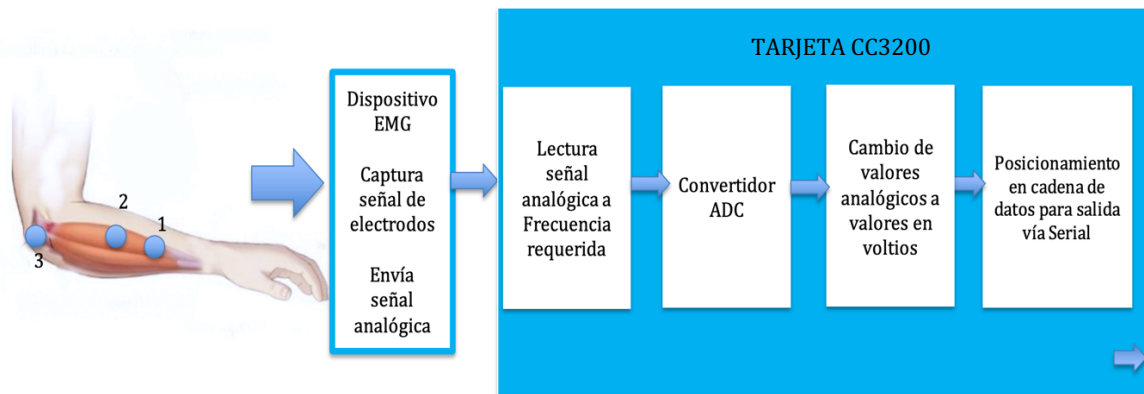


Fig. 36 Adquisición de la señal Electromiográfica por la Tarjeta CC3200 (Elaboración propia).

Como se muestra en el diagrama de la Fig.36, para adquirir la señal del EMG, los tres electrodos se colocaron en una extremidad superior del paciente, específicamente en el músculo flexor *carpis radialis* del antebrazo; el primer electrodo coincide aproximadamente con el inicio del músculo, el segundo electrodo a casi 20mm del primero y el tercero a nivel del codo para así funcionar como referencia.

La tarjeta CC3200 suministra la alimentación del dispositivo electromiográfico con 5V, mientras que la salida va conectada al puerto analógico de la tarjeta CC3200 acoplada a un voltaje no mayor de 1.8V.

```
void Muestreo(){  
    E= ((analogRead(6))*(1.8)/1024);           //LECTURA Y CONVERSION A VOLTIOS  
    delay(1);  
} //END VOID MUESTREO
```

Fig. 37 Función y Muestreo ADC de la Señal EMG (Modificado de librería CC3200 en Software Energía)

La función "*analogRead()*", Fig.37 tiene la capacidad de leer la señal analógica del EMG en la tarjeta CC3200, la cual se muestrea a una frecuencia de 1KHz, para cumplir con el teorema de Nyquist, el ADC (configurado a 10 bits) se encarga de cuantificarla y codificarla dándonos valores digitales en bits, que posteriormente se transforman a un valor dentro de un rango de voltaje.

Cada vez que se obtiene una lectura, ésta es colocada a cierta posición en una cadena de datos para posteriormente ser transmitida vía serial al Software MATLAB.

4.1.2 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL DE LOS SENSORES DE ACELRACIÓN

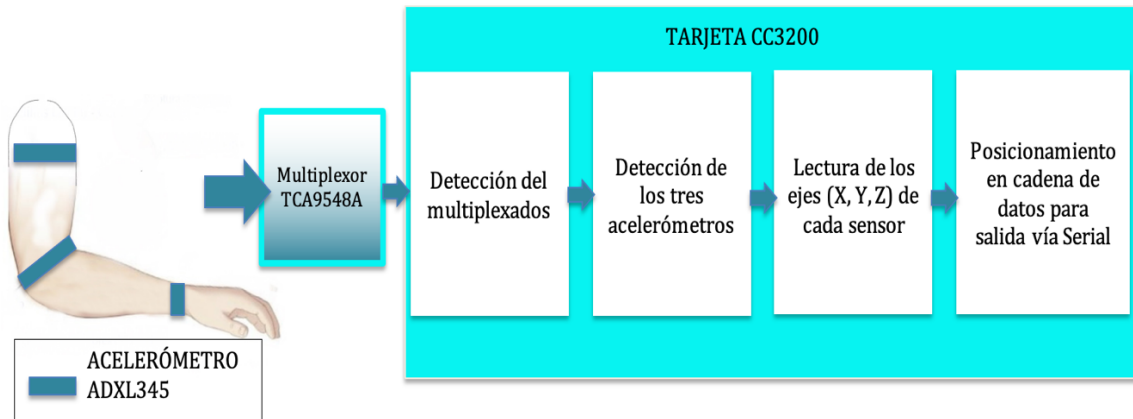


Fig. 38 Adquisición de las señales de Aceleración por medio de la Tarjeta CC3200 (Elaboración propia).

Los acelerómetros se montaron en un arnés tipo pulsera para facilitar su colocación en la extremidad superior del paciente en el área del hombro, codo y muñeca como se muestra en el diagrama de la Fig.38. sus dimensiones son 4.5cm de largo, 3cm ancho, 4cm grosor, con un peso de 250g Fig.39.



Fig. 39 Arnés para el Montaje del ADXL34 (Elaboración propia).

En cuanto a la programación, tenemos el código base de lectura y escritura del ADXL345 [59]:

- Lee la dirección del sensor (ID)
- Establece el protocolo de comunicación (I2C)
- Configura su rango de resolución
 - se configura a $\pm 2g$, que trabaja con 10bits a una frecuencia entre 100Hz y 200Hz donde el sensor es mucho más estable Fig.40.

```

void ACEL(){
  /* LECTURA DE ACELEROMETROS*/
  for( int channel=0; channel<4; channel++ ) {

    sensor_t sensor1;          //ACELEROMETRO CODO
    selectChannel(0x01);      //RECONOCIMIENTO EN MULTIPLEXOR
    accel1.begin();          // INICIO DE ACELEROMETRO
    accel1.setRange(ADXL345_RANGE_2_G); //RANGO 2G
    accel1.getSensor(&sensor1);
    selectChannel(0x01);
    sensors_event_t event1;  //INICIO DE REGISTROS
    accel1.getEvent(&event1);

    sensor_t sensor2;          //ACELEROMETRO HOMBRO
    selectChannel(0x02);      //RECONOCIMIENTO EN MULTIPLEXOR
    accel2.begin();          //INICIO DE ACELEROMETRO
    accel2.setRange(ADXL345_RANGE_2_G); //RANGO 2G
    accel2.getSensor(&sensor2);
    selectChannel(0x02);
    sensors_event_t event2;  //INICIO DE REGISTROS
    accel2.getEvent(&event2);

    sensor_t sensor3;          //ACELEROMETRO MUNECA
    selectChannel(0x03);      //RECONOCIMIENTO DE MULTIPLEXOR
    accel3.begin();          //INICIO DE ACELEROMETRO
    accel3.setRange(ADXL345_RANGE_2_G); //RANGO 2G
    accel3.getSensor(&sensor3);
    selectChannel(0x03);
    sensors_event_t event3;  //INICIO DE REGISTROS
    accel3.getEvent(&event3);

    X=(event1.acceleration.x); Y=(event1.acceleration.y); Z=(event1.acceleration.z);
    C=(event2.acceleration.x); O=(event2.acceleration.y); D=(event2.acceleration.z);
    H=(event3.acceleration.x); M=(event3.acceleration.y); B=(event3.acceleration.z);
  } //END "FOR"
} //END VOID ACEL

```

Fig. 40 Función de la Lectura y Accionamiento de los 3 sensores de Aceleración (Modificado de librería ADXL345).

- Lectura del registro de cada eje (X, Y, Z)
 - cada eje trabaja con 2 bytes (de 8 bits cada uno) de MSB a LSB en complemento a dos, es decir, nos permite la lectura de números negativos
- Fig.41.

```

uint8_t howManyBytesToRead = 6;
readFrom( DATA0, howManyBytesToRead, _buff);

int x = (((int)_buff[1]) << 8) | _buff[0]; //acelerometro[0]=x;
int y = (((int)_buff[3]) << 8) | _buff[2]; //acelerometro[1]=y;
int z = (((int)_buff[5]) << 8) | _buff[4]; //acelerometro[2]=z;

```

Fig. 41 Conversión a Variable "int" (Modificado de librería ADXL345).

- Se colocan los datos en un buffer o cadena, listos para ser transmitidos.

Se utilizó un multiplexor TCA9548A [58] de la familia de Texas Instruments debido a que, al utilizar el protocolo I2C la adquisición de los tres acelerómetros debe ser simultánea y la tarjeta de adquisición solo cuenta con un canal SDA y un SCL. Su frecuencia es programable va de 0 a 400KHz, trabaja a voltajes de 1.8V a 5V.

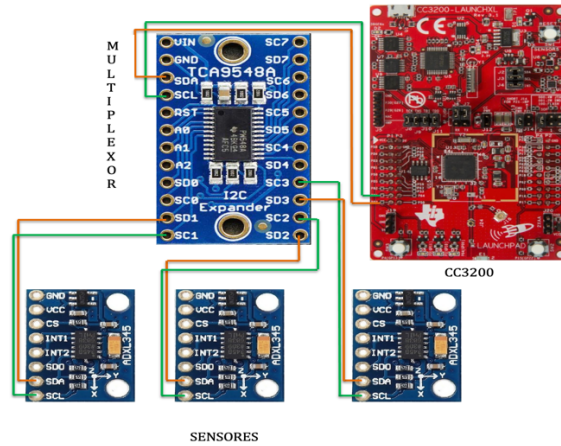


Fig. 42 Conexión Multiplexor más Sensores y Tarjeta de Adquisición (Elaboración propia).

Como se ve en la Fig.42, cada acelerómetro está colocado en las entradas de los canales SCL0/SDA0, SCL1/SDA1 y SCL2/SD2, mientras que su salida SDA/SCL se conectan directo a los canales de la tarjeta CC3200.

Para que esto fuese posible, fue necesario registrar la dirección del multiplexor y hacer un arreglo para que cada sensor tuviera su ID independiente, los cuales son detectados por la CC3200, y son asignados a cada canal del TCA9548A como se muestra el código de la Fig.43.

```

/* ASIGNACION UNICA DEL ID ACELEROMETRO */
Adafruit_ADXL345_Unified accel1 = Adafruit_ADXL345_Unified(12345); //ACELEROMETRO CODO
Adafruit_ADXL345_Unified accel2 = Adafruit_ADXL345_Unified(12345); //ACELEROMETRO HOMBRO
Adafruit_ADXL345_Unified accel3 = Adafruit_ADXL345_Unified(12345); //ACELEROMETRO MUNECA

/*CANALES DEL MULTIPLEXOR TCA9548A*/
void selectChannel(uint8_t channel){
if( channel >= 0 && channel < 8 ) {
Wire.beginTransmission(0x77);
switch(channel) {
case 0:
Wire.write(0x01);
break;
case 1:
Wire.write(0x02);
break;
case 2:
Wire.write(0x04);
break;
case 3:
Wire.write(0x08);
break;
} //END "SWITCH"
Wire.endTransmission();
} //END "IF CHANNEL"
} //END "VOID selectChannel"

```

Fig. 43 Arreglo y cambio de los Sensores Usando el TCA9548A (Modificado de librería ADXL345).

La alimentación tanto de los acelerómetros como del multiplexor es suministrada por la propia tarjeta de adquisición 5V.

De tal manera que la comunicación “acelerómetros-tarjeta” se produce de la siguiente manera:

- Lectura de la dirección del multiplexor
- Asignación de ID a cada acelerómetro
- Se establece protocolo I2C
- El maestro (CC3200) controla el canal SCL para iniciar comunicación
 - Manda la dirección de registro más la dirección de mensaje
 - Controla el tren de pulsos para la transmisión
- Esclavo (sensores) recibe orden de transmitir datos por el canal SDA
- Los datos son colocados en una cadena de datos
- Maestro (CC3200) detiene la transmisión

4.1.3 TRANSMISIÓN DE DATOS VÍA SERIAL

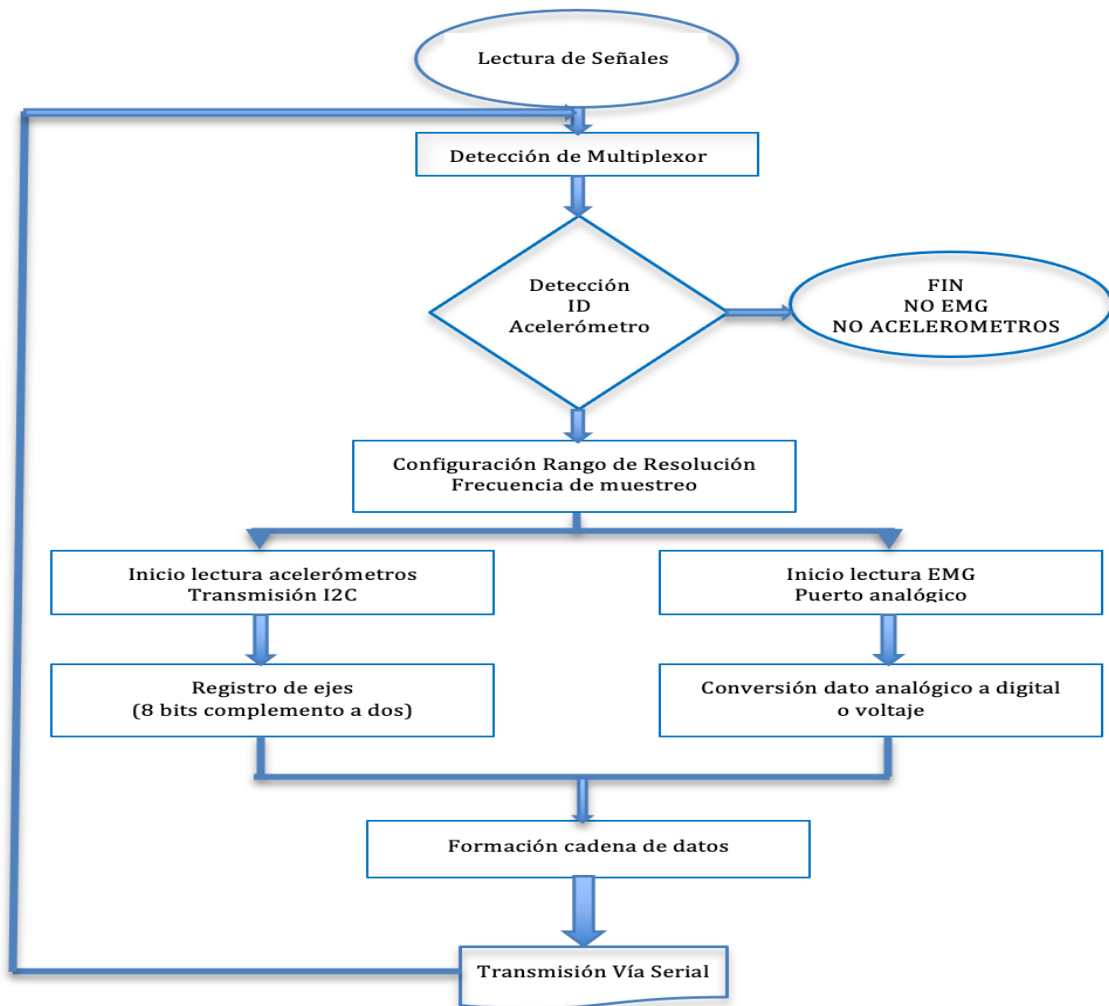


Fig. 44 Diagrama a Bloques de la Adquisición de Señales EMG y Acelerómetros (Elaboración propia)

El diagrama de la Fig.44, muestra el funcionamiento general de la adquisición de datos.

Debido a que son de diferente frecuencia, el EMG a 1KHz y los acelerómetros a 100Hz, se arregló que por 1 muestra de cada sensor de aceleración se tuviera 9 muestreas del EMG, así no se tuvieron perdidas de datos ni retrasos al correr el programa, quedando de esta manera la cadena, los primeros 9 elementos para EMG y 9 para acelerómetro (X, Y, Z, para el acelerómetro en codo las variables C, O, D y para el acelerómetro en hombro H, M, B). En el código de la Fig.45 se muestra dicho arreglo.

```
for (int k=0;k<9;k++){ //MUESTRAS EMG
    Muestreo();
    dat[k]=E;
    Serial.print(" E:");
    Serial.print(dat[k]);
} //END FOR k

for(int i=0;i<9;i++){ // MUESTRAS ACELEROMETROS
    data[0]=X; data[1]=Y; data[2]=Z;
    data[3]=C; data[4]=O; data[5]=D;
    data[6]=H; data[7]=M; data[8]=B;
    Serial.print(" D:");
    Serial.print(data[i]);
    delay(10);
} //END FOR "i"
Serial.println();
} //END VOID LOOP
```

Fig. 45 Cadena de datos. a) EMG; b) Acelerómetros (muñeca, codo y hombro) (Elaboración propia).

Los datos transmitidos o la información de estos 4 sensores (EMG y acelerómetros), se realizó por medio de una cadena datos o caracteres, del tamaño de 18 elementos por medio de una transición serial a una velocidad de 100kBd. Cada elemento es de 10 bits formado por 2 bytes, al usar este tipo de transmisión, la tarjeta de adquisición se conecta al ordenador por medio de un convertidor USB-Serial permitiendo enviar todos estos datos en una cada de caracteres o "string".

Al tener esta cadena lista, se transmite vía Serial a un Software donde se procesará y analizará, en este caso se eligió MATLAB.

Para que esta tarea fuese interactiva y fácil tanto para manipular como entender, se diseñó una interfaz.

4.2.2 INTERFAZ EN MATLAB

En MATLAB se pueden crear GUIDE, que son aplicaciones o interfaz que facilitan la comunicación Usuario-Computadora. En este caso la interfaz para adquirir los datos en tiempo real se presenta en la Fig.48.

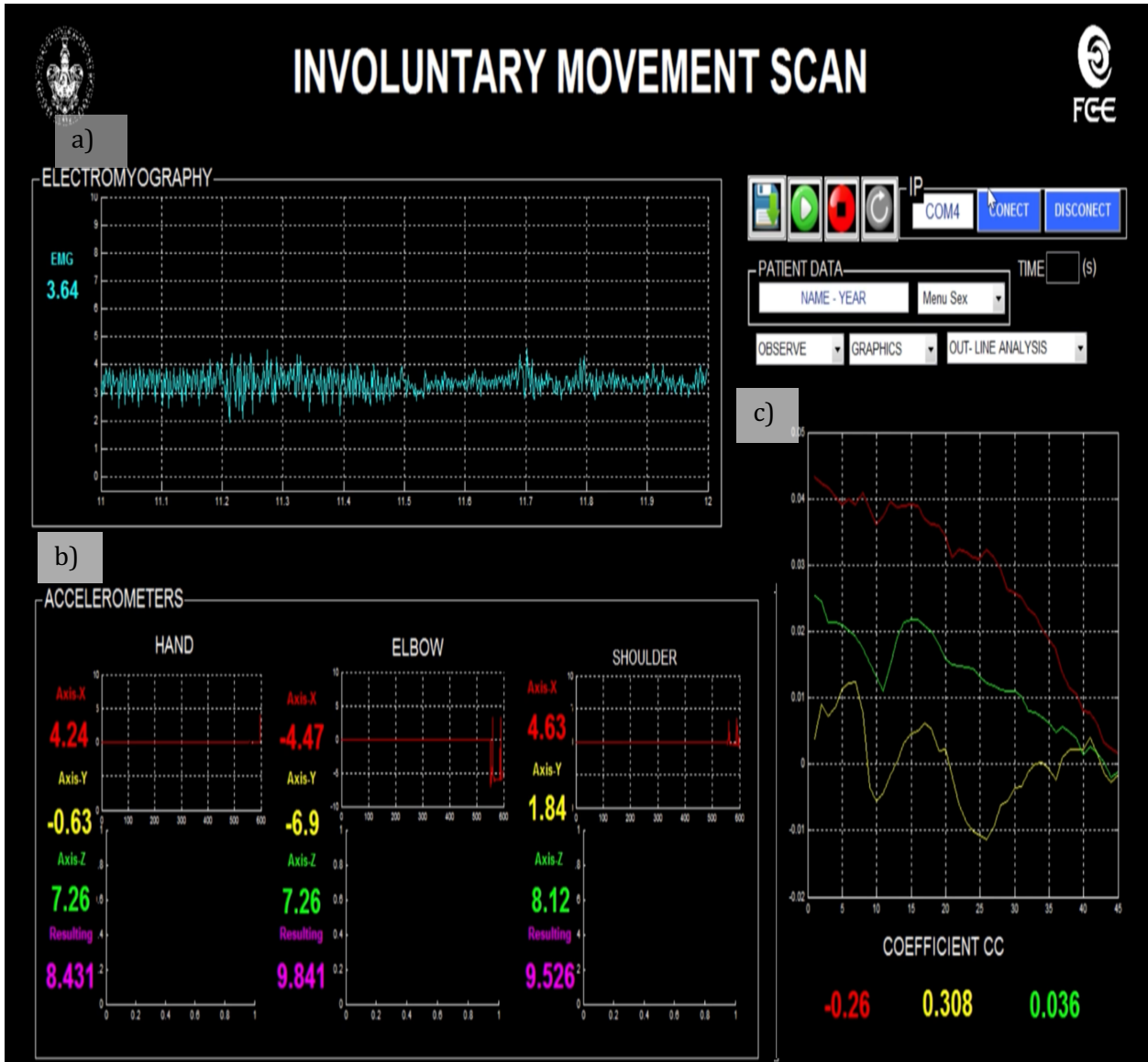


Fig. 48 Interfaz para Adquisición de datos en MATLAB (Elaboración propia).

Dentro del código de MATLAB, como primer paso, detectamos la Tarjeta CC3200 por el puerto serial “COM4”, esto ocurre cuando el recuadro **COM4** se enciende en amarillo, de lo contrario permanece en blanco sin reproducción alguna.

Como toda aplicación, esta interfaz cuenta con los siguientes botones:

- **CONNECT:** si se encuentra el puerto COM4 ocupado por la CC3200, éste permite el enlace entre la tarjeta y la interfaz.
- **DISCONNECT:** permite la desconexión entre la tarjeta CC3200 y la interfaz de MATLAB.
- **PLAY:** al estar lista la conexión podemos graficar cualquiera de las señales.
- **STOP:** con este botón se detiene cualquier señal que se esté graficando en línea.
- **RESET:** si se requiere interrumpir y reiniciar la adquisición de datos, o es una nueva lectura, con este botón es posible esa tarea.
- **SAVE:** permite guardar toda la información adquirida en la actividad como es: DATOS Y GRÁFICA DEL EMG, GRÁFICA DE LOS EJES DE LOS 3 ACELERÓMETROS, GRÁFICA DEL VECTOR 2 DE LOS EJES X, Y, Z. Su ubicación es de acuerdo con lo que se elija en el menú “SEX”.

Se elige en el recuadro de “**Time**” el tiempo que se requiera realizar la prueba equivalente en segundos, es opcional, pero para llevar un mejor control y no molestar o cansar a los pacientes, todas las pruebas se realizaron en 2min = 120s. Éste a su vez acciona un cronómetro el cual nos indicara el momento en el que se debe pausar el análisis.

Para facilitar el guardar correctamente los datos de cada paciente sea Sano o con la enfermedad de Parkinson, es prescindible escribir el nombre del paciente y su edad de la siguiente manera “APELLIDONombreEDAD_Actividad”, en el apartado de “**PATIENT DATA**”, así como la actividad a realizar.

Cuenta con 4 menús:

- **SEX:** se selecciona el sexo del paciente Femenino o Masculino para guardar los datos capturados durante la actividad.
- **OBSERVE:** debido a que es mucha información la que se está adquiriendo y MATLAB puede sufrir un poco de atraso al momento de graficar, se optó por mostrar las gráficas por separado, es decir, en este menú podemos elegir si queremos ver el EMG Fig.48, inciso a), graficado en tiempo real o los acelerómetros, Fig.48, inciso b).
- **GRAPHICS:** si en el menú de OBSERVE, se eligiera “acelerómetros”, aquí podemos encontrar tanto, las gráficas simultáneas de todos los ejes X, Y o todos los Z Fig.48, inciso b) además de la resultante de estos 3 ejes de cada acelerómetro.
- **OUT-LINE ANALYSIS:** ya terminada la actividad, en este menú se selecciona que análisis se requiere observar:
 - el Espectro de Potencia, recomendado para las actividades de RESPOSO-PESO.
 - Correlación Cruzada, Fig.48, inciso c), entre cada eje y el EMG dividido en los tres niveles de flexión de muñeca de cada acelerómetro, al mismo tiempo que su Coeficiente de Correlación.

4.3 ANÁLISIS FUERA DE LÍNEA

Después de haber recopilado la información de los acelerómetros colocados en muñeca, codo y hombro más la actividad eléctrica del músculo flexor en el ante brazo de dicho paciente, pasamos al análisis de todos los datos realizado fuera de línea aplicando ciertos métodos de análisis.

4.3.1. ESPECTRO DE POTENCIA (PS)

Con el *Espectro de Potencia* se pueden observar características en el dominio de la frecuencia que no se aprecian en el dominio del tiempo (a través de la Transformada de Fourier).

El PS se aplicó a las señales del EMG en las actividades de reposo y de sostener un objeto de 500g, con el propósito de identificar si existe diferencias significativas en las frecuencias de la señal y si coincide con los valores que abarca un movimiento involuntario, todo esto con ayuda de la función “xfft” [36] de MATLAB y la frecuencia a la que se muestreó la señal.

4.3.2 CORRELACIÓN CRUZADA

En cuanto al método de *Correlación Cruzada (CC)*, ayuda a observar si existe relación entre dos señales que provienen del mismo fenómeno o si alguna precede a la otra. Utilizando la función “xcorr” [36] de MATLAB, se aplicó para las diferentes actividades y para tener un análisis un poco más limpio, optamos por rectificar e integrar el EMG.

Los valores que confirman el retardo que existe entre dichas señales son los coeficientes de Pearson, para ello se usó la función “corrcoef” [36], si su valor es cercano a 1 o -1, existe una similitud o relación donde alguna pueda predecir a la otra.

La Tabla 6 muestra la relación del como se aplicó la correlación.

Correlaciones Cruzadas			
Promedio Reposo	Promedio Flexión Baja	Promedio Flexión Media	Promedio Flexión Alta
EMG-Acel. Codo	EMG-Acel. Codo	EMG-Acel. Codo	EMG-Acel. Codo
EMG-Acel. Muñeca	EMG-Acel. Muñeca	EMG-Acel. Muñeca	EMG-Acel. Muñeca
EMG-Acel. Hombro	EMG-Acel. Hombro	EMG-Acel. Hombro	EMG-Acel. Hombro

Tabla 6 CC entre el EMG y los Acelerómetros en la Actividad de Flexión de Muñeca.

4.3.3 AREA BAJO LA CURVA Y ANÁLISIS T-STUDENT

Otro análisis fuera de línea fue obtener el área de los picos más relevantes que se observaron en el Espectro de Potencia tanto en la actividad de Reposo y Sostén de 500g de todos los pacientes (Parkinson y Sanos) para comparar y posteriormente usarlas en el análisis T-STUDENT, con el cual pretendemos encontrar diferencias significativas.

Con ayuda de la función “ttest2” [36] de MATLAB fue más rápido hacer las siguientes comparaciones entre pacientes:

Comparación 1	PROMEDIO PARKINSON (ACTIVIDAD REPOSO VS PESO)
Comparación 2	PROMEDIO PARKINSON VS PROMEDIO SANOS (ACTIVIDAD REPOSO)
Comparación 3	PROMEDIO PARKINSON VS PROMEDIO SANOS (ACTIVIDAD PESO)
Comparación 4	PARKINSON 5 AÑOS VS PARKINSON 15 AÑOS (ACTIVIDAD REPOSO)
Comparación 5	PARKINSON 5 AÑOS VS PARKINSON 15 AÑOS (ACTIVIDAD PESO)

Tabla 7 Comparaciones para el Análisis T-Student

CAPÍTULO 5. RESULTADOS

Al terminar la adquisición de datos, la interfaz guarda la información adquirida del EMG y los ejes de cada uno de los acelerómetros (X, Y, Z), así como también las gráficas correspondientes. Como ejemplo de esto tenemos la Fig.49 y Fig.50, datos adquiridos del paciente con Parkinson en la actividad de flexión de mano, su EMG y el sensor colocado en muñeca.

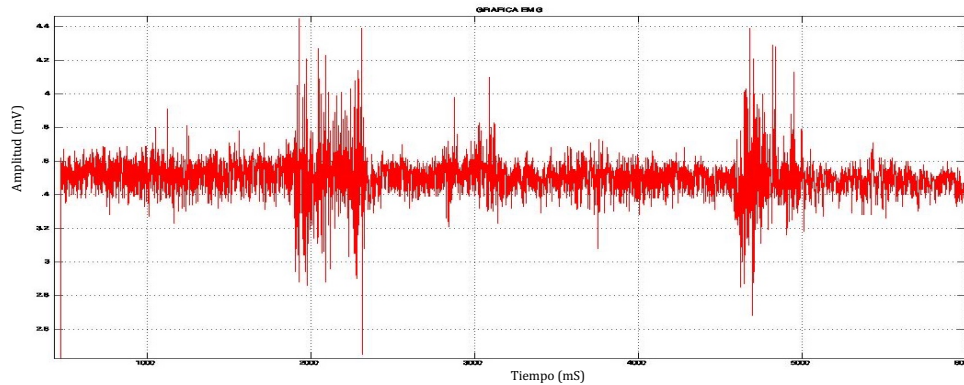


Fig. 49 Ejemplo de EMG del paciente con Parkinson en actividad de Flexión, guardada por Interfaz en MATLAB

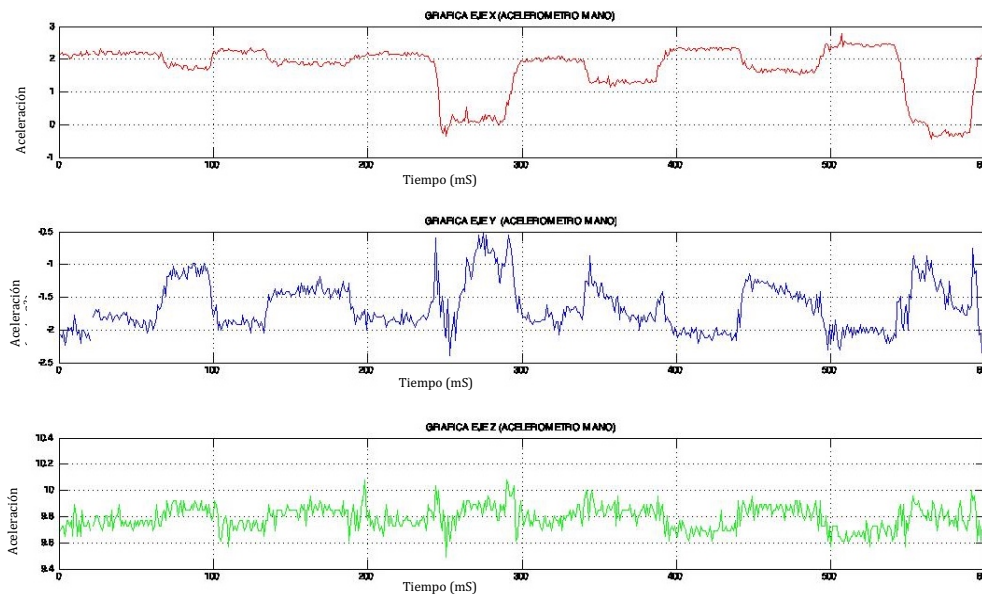


Fig. 50 Ejemplo gráfica de los Ejes del Acelerómetro colocado en Mano del paciente con Parkinson en actividad de Flexión, guardada por Interfaz en MATLAB

En cuanto al análisis de todos los datos adquiridos se realizó fuera de línea y se aplicaron diferentes métodos.

Para poder facilitar las comparaciones dentro de los análisis *Espectro de Potencia y Correlación Cruzada*, de todos los pacientes sanos con los que se pudo trabajar, elegimos uno de ellos que empatara las categorías con uno de los dos pacientes con Parkinson, refiriéndose a mismo sexo y misma edad.

5.1. ANÁLISIS POR ESPECTRO DE POTENCIA (PS)

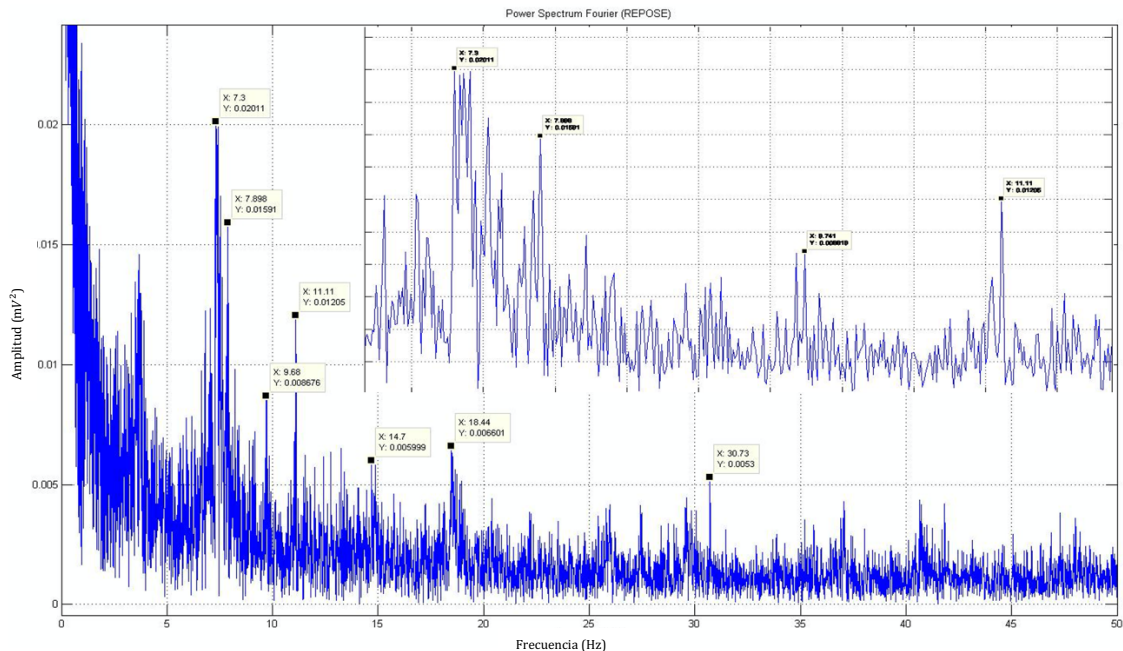


Fig. 51 PS del EMG del paciente con Parkinson con 15 años de diagnóstico, en Actividad de Reposo y su Amplificación en las Frecuencias Significativas (7.3Hz a 14.7HZ).

La Fig.51 muestra el PS del EMG del paciente con Parkinson durante la actividad de *Reposo*. Se observan picos en frecuencias bajas por ejemplo 7.3Hz a 14.7Hz comparándolo con la Tabla de Frecuencias del capítulo 3 (Tabla.4), éstas entran en el rango de oscilaciones del mal de Parkinson, podríamos decir que hubo un movimiento involuntario.

Por lo contrario, en la actividad de Reposo del paciente Sano Fig.52, los artefactos que resaltan son de frecuencias mayores. Recordemos que trabajamos con pacientes de tercera edad y en ambos casos las frecuencias altas probablemente fueron producto de algún movimiento ligero que llegaron a tener.

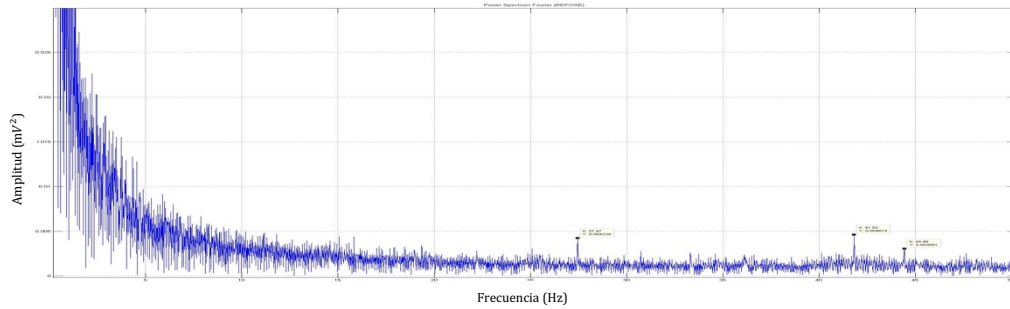


Fig. 52 PS del EMG del paciente Sano en Actividad de Reposo.

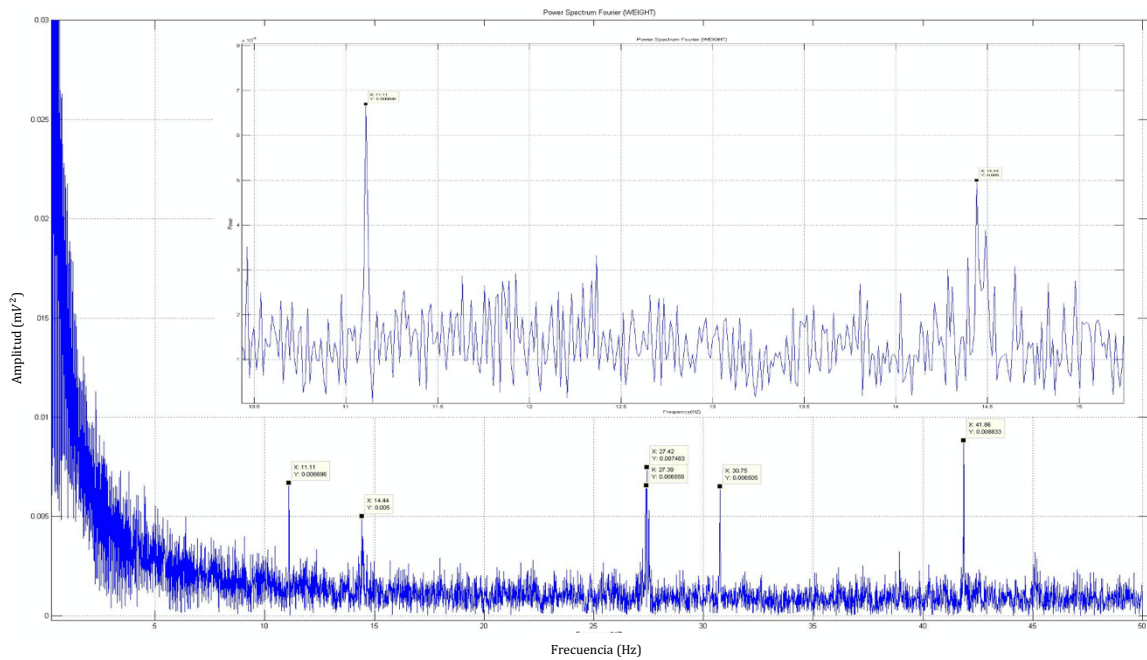


Fig. 53 PS del EMG del paciente con Parkinson con 15 años de diagnostico en Actividad de Sostener 500g y su Amplificación en las Frecuencias Significativas (11.13Hz y 14.45HZ).

En cuanto a los PS durante la actividad de sostener un objeto de 500g, el paciente con Parkinson vuelve a presentar artefactos en las frecuencias 11.11Hz y 14.44Hz Fig.53, los cuales no aparecen en el paciente sano Fig.54.

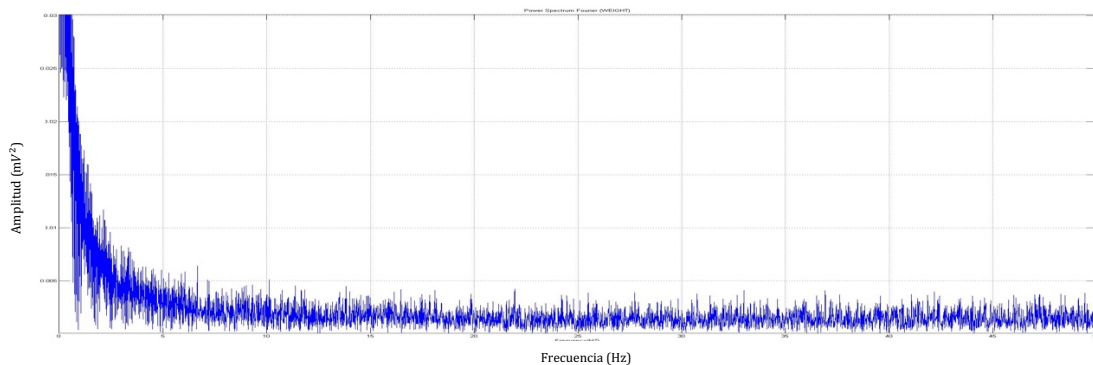


Fig. 54 PS del EMG del paciente Sano en Actividad de Sostener 500g.

5.2. ANÁLISIS POR CORRELACIÓN CRUZADA (CC)

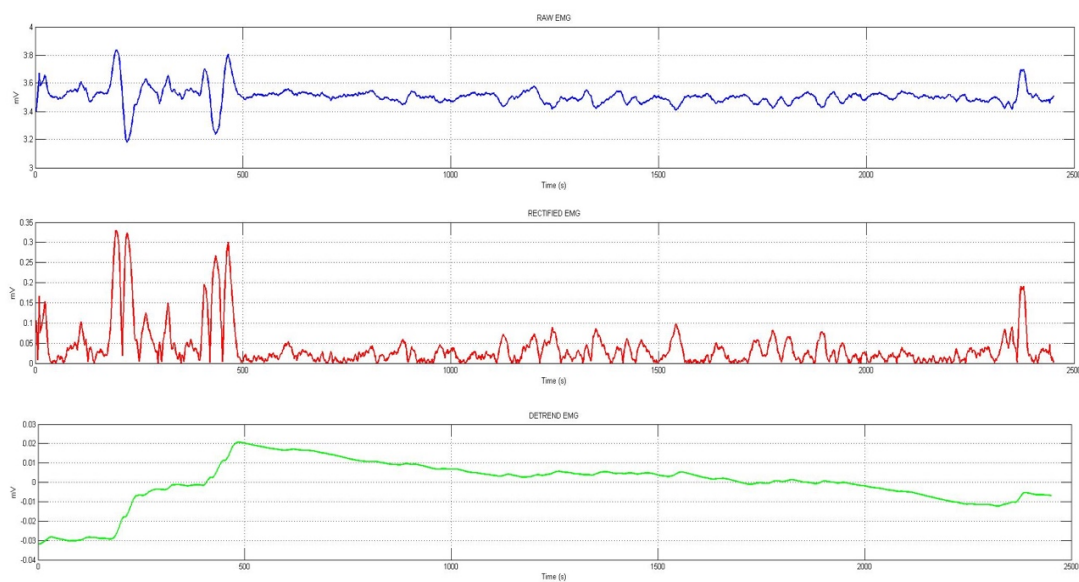


Fig. 55 Señal EMG de Paciente con Parkinson en Actividad de Reposo. a) EMG Cruda; b) EMG Rectificada; c) EMG Integrada y Ajustada.

Para tener un mejor resultado la señal del EMG previamente se rectificó, integró y ajustó como se observa el ejemplo de la Fig.55, esto se aplicó en las diferentes actividades realizadas de los pacientes Parkinson y Sano.

A pesar de que el EMG es una señal eléctrica y los acelerómetros mecánicos, son producidos por el mismo fenómeno, las contracciones, así que de manera general hubo una mayor correlación en la articulación de muñeca, en codo muy mínima y en hombro nula. Esto se debe a que, al hacer el movimiento de flexión de la muñeca, se comprometen músculos cercanos o que enlazan a las articulaciones de muñeca y codo entre ellos el flexor del antebrazo que es monitoreado por electromiograma.

En cuanto a los niveles, hubo una mejor relación al realizar una máxima flexión, encontramos que hay un pequeño retraso de las oscilaciones respecto al EMG, sin embargo, las señales tienen seguimiento y todo ello se corroboró con los coeficientes de Pearson.

A continuación, se muestran ejemplos en cada actividad.

5.2.1 CC ACTIVIDAD DE REPOSO

Tanto para el paciente de Parkinson como el paciente sano, dicha correlación es mayor en el codo durante la actividad de reposo, así como también de manera positiva

o directamente proporcional como se ve en la Fig.56, incisos a.2 y b.2 resultados de la correlación entre actividad electromiográfica y el eje Z del sensor colocado en el codo.

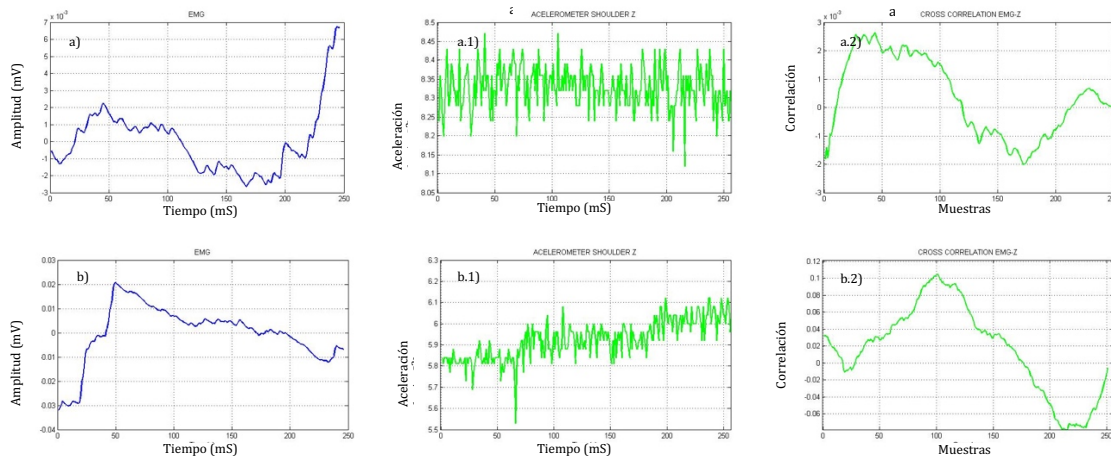


Fig. 56 CC en actividad de Reposo entre el eje Z y EMG del Acelerómetro en Codo.
a) EMG Parkinson; a.1) Eje Z Acelerómetro Parkinson; a.2) CC EMG-Z Parkinson
b) EMG Sano; b.1) Eje Z Acelerómetro Sano; b.2) CC EMG-Z Sano.

Corroborando con los coeficientes de Pearson entre EMG y ejes (X, Y, Z), así como entre EMG y los vectores resultantes de cada sensor Tabla.8, los valores más altos de correlación se presentada en la articulación del codo, con la diferencia de que la CC es positiva en el paciente de Parkinson y negativa en el paciente Sano, Tabla.9.

A.	CC	CC	A.	CC	CC	A.	CC	CC
MUÑECA	PARKINSON	SANO	CODO	PARKINSON	Sano	HOMBRO	PARKINSON	SANO
X	0.1301	0.0130	X	-0.4848	0.5108	X	-0.0722	-0.3407
Y	0.4664	0.2700	Y	0.7361	0.8624	Y	0.3170	-0.5663
Z	0.0091	0.4045	Z	0.7357	0.3361	Z	0.4496	-0.2969

Tabla 8 Coeficientes de CC entre EMG y ejes X, Y, Z de cada sensor, tanto del paciente Sano como del Parkinson en Actividad de Reposo

VECTOR	COEFICIETE CC	
	PARKINSON	SANO
MUÑECA $\Sigma_{X,Y,Z}$	0.0168	-0.0290
CODO $\Sigma_{X,Y,Z}$	-0.2222	-0.2088
HOMBRO $\Sigma_{X,Y,Z}$	-0.0045	-0.1230

Tabla 9 Coeficientes de CC entre EMG y Vector resultante de cada sensor, tanto del paciente Sano como de Parkinson en Actividad de Reposo

5.2.2 CC ACTIVIDAD DE SOSTENER 500g

Dentro de los resultados de la CC en la actividad de Sostener un objeto con peso de 500g, en ambos pacientes vuelve a presentarse una correlación buena en el codo.

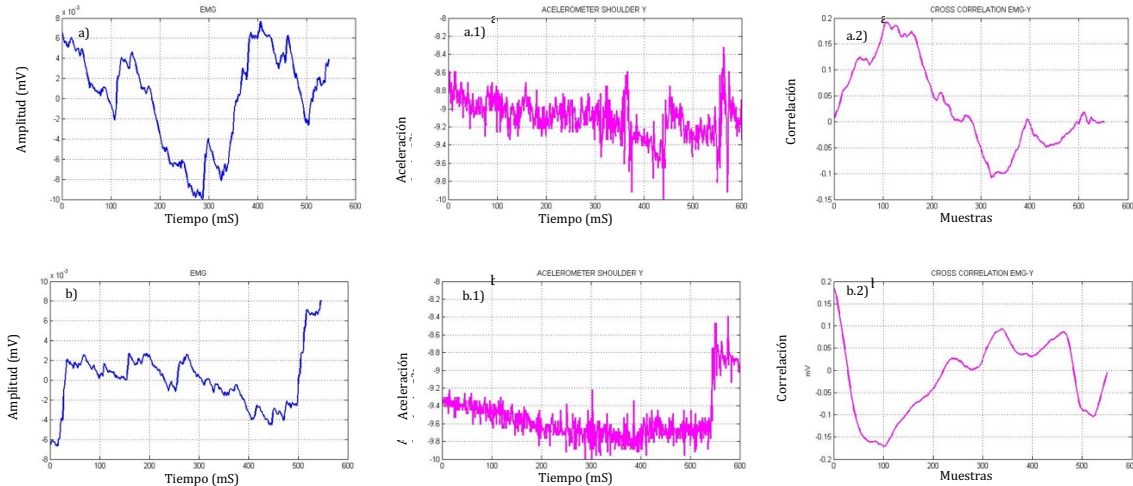


Fig. 57 CC en actividad de Sostener 500g entre el eje Y y EMG del Acelerómetro en Codo.
a) EMG Parkinson; a.1) Eje Y Acelerómetro Parkinson; a.2) CC EMG-Y Parkinson;
b) EMG Sano; b.1) Eje Y Acelerómetro Sano; b.2) CC EMG-Y Sano.

Como se observa en la Fig.57, ambos son correlaciones del eje Y del sensor colocado en el codo, son directamente proporcionales respecto al comportamiento del EMG, el cual, tiene un adelanto respecto a la aceleración de la articulación. En los EMG incisos a y b, su pico se presenta en el segundo 0 y 2 aproximadamente, mientras que en la CC de ambos está llegando a la muestra 100, incisos a.2 y b.2.

A.	CC	CC	A.	CC	CC	A.	CC	CC
MUÑECA	PARKINSON	SANO	CODO	PARKINSON	Sano	HOMBRO	PARKINSON	SANO
X	0.4441	0.8359	X	0.7231	0.9590	X	0.4986	0.3010
Y	0.2075	0.2353	Y	0.3879	0.7635	Y	-0.2816	0.2393
Z	0.1263	0.2052	Z	-0.6260	-0.8662	Z	-0.5753	0.1438

Tabla 10 Coeficientes de CC entre EMG y ejes X, Y, Z de cada sensor, tanto del paciente Sano como del Parkinson en actividad de Sostener 500g

Corroborando con la Tabla10, los valores más altos de los coeficientes de Pearson entre el EMG y los ejes X, Y, Z de cada sensor, la mayoría se presentan en las

articulaciones de codo, así como también correlaciones inversamente proporcionales al EMG como en el caso del eje Z de ambos pacientes.

La Tabla 11. Muestra los coeficientes de CC entre el EMG y el vector resultante de cada sensor, en estos indican que hubo una mayor correlación en el codo de ambos pacientes y fue positiva.

VECTOR	COEFICIENTE CC	
	PARKINSON	SANO
MUÑECA $\Sigma_{X,Y,Z}$	0.2034	0.3585
CODO $\Sigma_{X,Y,Z}$	0.3512	0.4048
HOMBRO $\Sigma_{X,Y,Z}$	0.3232	0.2870

Tabla 11 Coeficientes de CC entre EMG y Vector resultante de cada sensor, tanto del paciente Sano como de Parkinson en actividad de Sostener 500g

5.2.3 CC ACTIVIDAD DE FLEXIÓN EN 3 NIVELES

Entre la actividad electromiográfica y el sensor de aceleración colocado en la muñeca tanto del paciente Sano como Parkinson, la mayoría de sus correlaciones fueron inversamente proporcionales respecto al EMG, es decir negativas. Encontramos que para el eje X y el eje Z, la correlación fue mayor al flexionar la muñeca en el nivel alto para los dos pacientes.

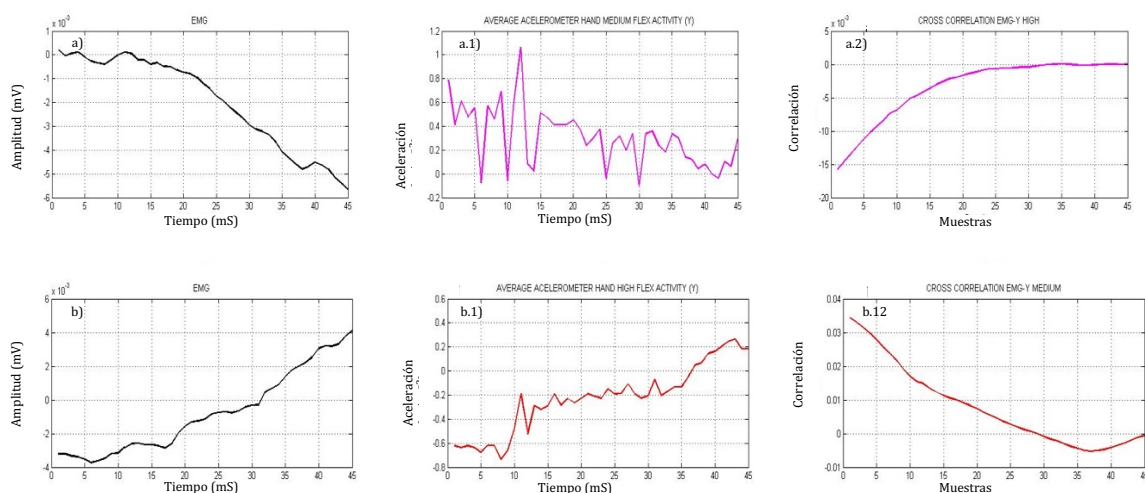


Fig. 58 CC de la señal EMG ajustada y el Acelerómetro en Muñeca.
a) EMG Flex Media Parkinson; a.1) Eje Y Flex Media Parkinson; a.2) CC EMG-Y Flex Media Parkinson.
b) EMG Flex Alta Sano; b.1) Eje Y Flex Alta Sano; b.2) CC EMG- Y Flex Alta Sano.

En el eje Y, difieren un poco, para el paciente con Parkinson su máxima correlación se presentó en un nivel medio de flexión Fig.58, a.2), mientras que en el paciente Sano permaneció en el nivel alto de flexión Fig.58, b.2), ambas son inversamente proporcionales, es decir, si el EMG decrece la correlación aumenta y viceversa.

Corroborando con los coeficientes de Pearson entre el EMG y el sensor colocado en la muñeca Tabla.12, los valores más altos de CC la mayoría se encuentran cuando los pacientes realizan una flexión de nivel alto. Así mismo la Tabla.13 coeficientes de CC entre EMG y el vector resultante de los ejes del acelerómetro en muñeca, prueban que el nivel de flexión alto es donde se presenta mayor correlación.

MUÑECA FLEXIÓN BAJA	CC PARKINSON	CC SANO	MUÑECA FLEXIÓN MEDIA	CC PARKINSON	CC Sano	MUÑECA FLEXIÓN ALTA	CC PARKINSON	CC SANO
X	-0.5728	0.5023	X	-0.8578	0.1693	X	-0.8788	-0.7574
Y	0.2932	-0.7463	Y	-0.5346	0.2524	Y	0.3092	-0.9080
Z	-0.2217	-0.5832	Z	-0.1909	0.2299	Z	-0.4786	-0.8805

Tabla 12 Coeficientes de CC entre EMG y ejes X, Y, Z del sensor colocado en Muñeca, tanto del paciente Sano como del Parkinson en los diferentes niveles de flexión (bajo, medio y alto).

VECTOR	COEFICIENTE CC	
	PARKINSON	SANO
BAJA $\sum_{X,Y,Z}$	0.2037	-0.2925
MEDIA $\sum_{X,Y,Z}$	0.2509	0.3676
ALTA $\sum_{X,Y,Z}$	-0.7263	0.4182

Tabla 13 Coeficientes de CC entre EMG y Vector resultante del sensor colocado en Muñeca, tanto del paciente Sano como de Parkinson en los diferentes niveles de flexión (bajo, medio y alto).

5.2.4 CC RETARDO ELECTROMECAÁNICO

Existe un retardo en la actividad muscular, también conocido como “*Retardo Electromecánico*” y se refiere al tiempo que transcurre para llevar la estimulación desde la actividad neuronal hasta el músculo para llevar a cabo una contracción o extensión de cualquier músculo, de manera general se encuentra entre 10ms a 40ms.

Teniendo ya las gráficas de correlación cruzada entre el EMG y los ejes de cada acelerómetro, calculamos el tiempo en el que ocurre el pico máximo, repitiéndolo para

cada nivel de flexión y en todos los pacientes con los que se llevó a cabo la prueba. Obtuvimos el promedio y desviación entre todos los pacientes sanos y los dos pacientes con Parkinson, como se observa en la Tabla 14.

Tiempo en Picos Nivel de Flexión	PROMEDIO PARKINSON	DESVIACIÓN PARKINSON	PROMEDIO SANOS	DESVIACIÓN SANOS
X LOW HAND	20.2	3.8	10.3	1.55
X MED HAND	20	10	12.41	1.26
X HIGH HAND	17.35	2.65	25.07	2.87
Y LOW HAND	21.1	3.8	21.9	1.73
Y MED HAND	12.5	9.05	16.27	0.98
Y HIGH HAND	12.6	7.4	30.24	3.01
Z LOW HAND	13.05	3.25	20.75	2.39
Z MED HAND	16.3	7.6	16.16	1.96
Z HIGH HAND	15	5	29.9	3.93

Tabla 14 Promedio de los Tiempos de Retardo Electromecánico en la Correlación Cruzada respecto a la Articulación Muñeca en los 3 Niveles de Flexión

Corroborando con el estudio en el artículo de “*Retraso electromecánico en músculo esquelético normal [64]*”, en ambas clasificaciones de pacientes, existe ese retardo de la actividad muscular ya que oscila entre 10ms y 30ms en promedio de los pacientes sanos y entre 8ms y 21ms en el promedio de los pacientes con Parkinson

5.3 ÁREA BAJO LA CURVA

Se dividió en 3 segmentos el EMG sin rectificar, de cada paciente y lo transformamos cada uno a su espectro de potencia para observar frecuencias significativas, donde encontró 7.3Hz, 11.13Hz, 27.34Hz, 30.76Hz, 41.89Hz y 45.31Hz, partiendo de estos se tomaron límites de 8 unidades a la izquierda y 8 a la derecha.

Por protocolo también se calcularon los promedios de cada uno de ellos, así como su desviación estándar y el error de desviación.

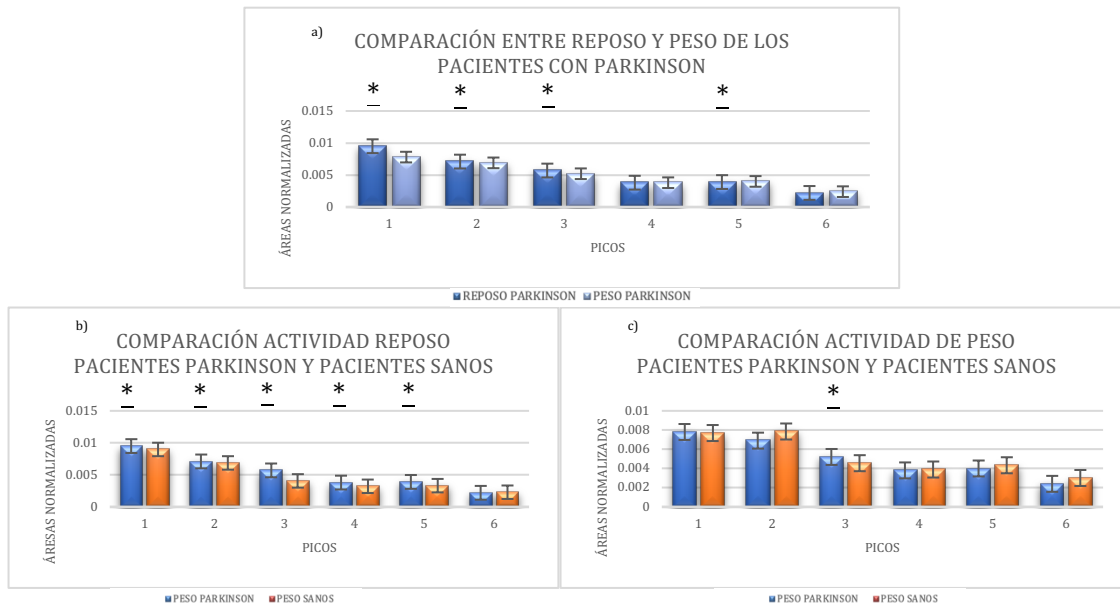


Fig. 59 Comparación de áreas normalizadas entre los 2 pacientes con Parkinson y los 12 pacientes Sanos.

La Fig.61, representa la comparación de dichas áreas normalizadas, así como su desviación estándar, el inciso a) es específico de los promedios de pacientes con Parkinson, en este caso se comparó entre la actividad estando en *Reposo* y al *Sostener 500g*, los picos en donde es más notorio la diferencia de áreas resultan ser del pico 1 al 3 y el 5. El inciso b) solo es de la actividad en *Reposo* entre el promedio de pacientes con Parkinson contra el promedio de las áreas de los 12 pacientes Sanos, exceptuando el pico 6, en el resto de ellos se nota una diferencia y por último el inciso c) fue la misma comparación, pero en actividad de *Sostener 500g* donde las áreas difieren muy poco, probablemente debido a que se involucra la actividad motora de la articulación.

5.4 T STUDENT

Las comparaciones se ordenaron de la siguiente manera y debido a que solo se contaba con dos pacientes con Parkinson, propusimos una significancia o hipótesis de 0.1.

En la Tabla.15, el análisis fue solo del paciente con Parkinson, poniendo en comparación las áreas de los picos mencionados en el anterior análisis en las actividades de reposo y sostén de 500g. De acuerdo con los valores obtenidos, en el pico 1 y pico 2 son valores por debajo de la hipótesis, es decir diferentes, la actividad de

Parkinson esta presente y las frecuencias coinciden con las clasificadas para esta enfermedad.

Pico	Actividad	Paciente 1 Parkinson	Paciente 2 Parkinson
1	Reposo & Peso	0.0933	0.0978
2	Reposo & Peso	0.0827	0.0723
3	Reposo & Peso	0.0856	0.434
4	Reposo & Peso	0.9384	0.4968
5	Reposo & Peso	0.7770	0.1523
6	Reposo & Peso	0.5461	0.4121

Tabla 15 Análisis T Student para el paciente con Parkinson de su EMG en actividad de Reposo y Peso de 500g.

La primera comparación entre el promedio de pacientes con Parkinson y los 12 pacientes Sanos, lo muestra la Tabla.16, en la actividad de Reposo.

Pico	Parkinson & Sanos
1	0.0768
2	0.1038
3	0.0398
4	0.0713
5	0.0866
6	0.9257

Tabla 16 Análisis T Student para la actividad de Reposo entre paciente de Parkinson y 12 pacientes Sanos

Tanto para el pico 1 como para pico 3, 4 y 5, sus valores son diferentes, están por debajo de la significancia de 0.1, por lo que a pesar de tener un 10% de error en acertar, la actividad de Parkinson esta presente.

Pico	Parkinson & Sanos
1	0.2034
2	0.2567
3	0.3987
4	0.7685
5	0.8315
6	0.9012

Tabla 17 Análisis T Student para la actividad de Peso de 500g entre paciente de Parkinson y 12 pacientes Sanos.

De igual manera se hizo para la actividad de Sostener un objeto de 500g y los valores de la Tabla.17, representan que en el análisis de T Student entre los pacientes de Parkinson y pacientes Sanos, no hay gran diferencia, ya que en esta práctica se presenta actividad motora consciente del brazo y posibles alteraciones relacionadas a la fatiga que comenzaron a presentar los pacientes.

Como se mencionó dentro de la metodología, nuestros pacientes con la enfermedad de Parkinson no cuentan con los mismos años de diagnóstico, el primero lleva 5 años con el tremor y el segundo 15 años, así que en la Tabla.18, representa su análisis T-Student al estar ambos pacientes en la actividad de Reposo.

Pico	Parkinson 1 & Parkinson 2
1	0.6412
2	0.8720
3	0.9778
4	0.9501
5	1.000
6	0.6213

Tabla 18 Análisis T Student para la actividad de Reposo entre pacientes con Parkinson.

Sus valores son demasiado cercanos a 1, como el caso del pico 5, por lo que podemos descartar absoluta diferencia significativa y que la actividad de Parkinson este presente y coincide en ambos casos.

En la Tabla.19, ambos pacientes en actividad de Sostener 500g, sus valores son por arriba de nuestra propuesta de hipótesis, como en los demás casos, debido a que hay actividad motora, se puede relacionar en ese momento tanto el tremor parkinsoniano como la fatiga.

Pico	Parkinson 1 & Parkinson 2
1	0.3477
2	0.2111
3	0.7770
4	0.7982
5	0.6072
6	0.1941

Tabla 19. Análisis T Student para la actividad de Sostener de 500g entre pacientes con Parkinson.

5.5. OBSERVACIONES

En ambos pacientes, observamos fatiga al realizar las actividades de flexión de muñeca por niveles y mucho más al sostener el objeto de 500g. Las pruebas con estos pacientes duraron más tiempo que con los pacientes sanos, ya que como es el caso del paciente con 15 años de la enfermedad de Parkinson, se tuvieron suspender, descansar y repetir, esto con el consentimiento del paciente y de su acompañante o tutor.

CAPITULO 6. CONCLUSIONES

Se construyó un dispositivo electrónico capaz de registrar, amplificar, acondicionar y digitalizar la señal electromiográfica del músculo flexor del antebrazo, así como señales de aceleración de las articulaciones que conforman a una extremidad superiores del cuerpo humano (muñeca, codo y hombro).

Su diseño se pensó que fuera lo más cómodo posible tanto para el paciente como para el encargado de manipularlo, así como también, ajustable para que se pudiera colocar en diversas personas ya que hay diferentes complexiones físicas.

Se alimenta con 5V así que puede ser vía USB directo a una PC o con una pila portátil recargable.

El ancho de banda que corresponde a la lectura electromiográfica es de 1Hz a 320Hz, ideal para el registro de las frecuencias de interés, en este caso el ancho de banda que caracteriza al tremor parkinsoniano. La frecuencia de corte del EMG es 500Hz sin pérdida de datos, pero debido a la frecuencia de corte que corresponde a los sensores de aceleración (400Hz), se acopló a 200Hz obteniendo resultados favorables sin retrasos ni pérdidas.

Fue preciso el registro simultáneo de los 3 acelerómetros para un mejor estudio, logrando multiplexar el protocolo de comunicación I2C.

Todos estos datos adquiridos por nuestro dispositivo son enviados a una velocidad de 100 Kbaudios al ordenador donde se visualizan por medio de una interfaz computacional, a su vez diseñada para registrar y guardar todas las bioseñales.

Logramos registrar la actividad electromiográfica y de aceleración en pacientes sanos y con padecimiento de Parkinson durante tareas motoras de reposo, flexión sostenida y flexión gradual, todas de un lapso de 2 minutos.

Dentro de los resultados, con ayuda del Espectro de Potencia y el análisis por T-Student, encontramos que existen diferencias significativas al mantenerse en reposo, entre los pacientes sanos contra pacientes de Parkinson, en los picos de frecuencias que oscilan de 7.4Hz, 11.13Hz, 27.34Hz, 30.76Hz, 41.89Hz y 45.31Hz, mismas que al compararlas entre ambos pacientes con Parkinson no hay gran diferencia, por lo que podríamos pensar que está presente el tremor Parkinsoniano.

En contraparte en la actividad de flexión sostenida, no hay tales diferencias significativas, ya que está presente la actividad motora y hay un grado de fatiga.

Aunque desafortunadamente no pudimos contar con un número mayor de pacientes con Parkinson, podemos corroborar con investigaciones como es el caso de Martín Loren [42] y McAuley J. [43] entre otros, donde caracterizan movimientos involuntarios como esta enfermedad dentro de las frecuencias de 3Hz a 12Hz.

Al analizar la correlación cruzada entre los electromiogramas registrados y la aceleración, se observa que existe una alta correlación con el codo durante el reposo, esto podría determinarse a, si bien registramos un músculo flexor de la muñeca, es probable que el paciente al mantener la palma extendida sobre la superficie de la mesa se generara un mecanismo de compensación cinemática causando un incremento en la actividad sobre los músculos del codo.

De igual manera en la acción de sostener un peso, observamos una mayor correlación entre el codo, que tiene sentido debido a que esta articulación se encarga de generar la postura para elevar el peso junto con el hombro, mientras que la muñeca es controlada por contracciones isotónicas que permiten mantener sujeto el objeto.

En cuanto al ejercicio de flexión a distintos niveles, la correlación máxima fue en muñeca, de nueva cuenta, esto está relacionado a que el único músculo activo de manera voluntaria fue el *Flexor carpi radialis*.

Con la intención de no depender del EMG debido a que por uso pueden llegar a desconectarse, el interés de observar los tiempos de retraso entre los registros electromiográficos y los registros de aceleración que fueron certeros con lo reportado en la literatura Ma y Cols. 2020 [64], podemos confiar que si existe una oscilación en el acelerómetro, previamente pudo haberse generado una contracción y que la posición de nuestros sensores está vinculada a la actividad electromiográfica.

Este dispositivo es capaz de detectar el retardo electromecánico que se observa entre una activación muscular y la ejecución de una contracción obteniendo un rango entre 8ms y 30ms.

En relación con la Tabla 14, cabe destacar que no se encuentran diferencias significativas en las correlaciones ni los retardos entre pacientes afectados por

Parkinson y sanos, esto podría indicar que la relación EMG y contracción de los músculos no se ve afectada por este padecimiento.

Una de las ventajas de nuestro dispositivo es que debido a su tamaño y lo portátil que es, las tareas a realizar por los pacientes se acercan a la actividad cotidiana de ellos mismos, por ejemplo, comer, escribir o sujetar algún objeto, lo que a futuro puede permitirnos tener un panorama de análisis más amplio para las tareas motoras. Además nos abre la posibilidad de estudiar con más precisión a pacientes que padezcan otro tipo de afección motora.

6.1 VISIÓN A FUTURO

Para darle continuidad a este trabajo y aprovechando las características de la tarjeta de adquisición de datos que se utilizó, la CC3200 de Texas Instrument, cabe la posibilidad de desarrollar una comunicación vía Wifi, así favorecer un poco más la comodidad del paciente e inclusive la información recopilada podría ser monitoreada en alguna plataforma.

Retomando la Correlación Cruzada, así como los coeficientes de Pearson y si las condiciones permiten trabajar con más sujetos a estudio, implementar un algoritmo en el que solo sea opcional el uso del EMG.

Respecto a utilizar un poco más la parte del vector resultante de los ejes de cada acelerómetro utilizado y la Correlación Cruzada, podría desarrollarse algún análisis en línea y tener retroalimentación al estar interactuando con el paciente.

Este trabajo podría considerarse como posible emprendimiento para pre-diagnóstico de Parkinson, siempre y cuando la situación nos permitiera colaborar con más pacientes del padecimiento e inclusive con otro tipo de tremor, así se tendría una base de datos más amplia y específica.

BIBLIOGRAFÍA

1. Pearson K, & Gordon J. (2000). Spinal reflexes, in Principles of Neuroscience, 4th ed., Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM, ed, McGraw-Hill (pp 713-736).
2. Dr. Álvarez Fiallo, C. Roger, Dr. Santos Anzorandia Carlos, Dra. Medina Herrera Esther. (2006). Desarrollo histórico y fundamentos teóricos del a electromiografía como medio diagnóstico. *Revista Cubna de Medicina Militar*. Versión Impresa ISSN 0138-6557, Versión On-Line ISSN 1561-3046.
3. Hardyck, C. D. (1966). Personality characteristics and motor activity: Some empirical evidence. *Journal of Personality and Social Psychology*, 4(2), pp(181-188).
4. Hoffman Donna S., Strick Peter L. (1986). Step Tracking Movements of the Wrist in Humans. I. Kinematic Analysis. *The Journal of Neuroscience*, 6(11). (pp. 3309-3318).
5. Keijesers Noël L W, Horstink Martin W l, Gielen Stan C A M. (2003). Automatic assessment of levodopa-induced dyskinesias in daily life by neural networks. *Movement Disorders*, Volume 18, ISSUE1 (pp.70-80).
6. Gómez Castro E., Mejía Rodríguez A. R., Dorantes Méndez G., Rodríguez Leyva I. (2017). Sistema de Adquisición y Caracterización de Temblor de la Enfermedad de Parkinson en Extremidades Superiores Mediante Acelerometría. Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica. [dx.doi.org/10.24254/CNIB.17.90](https://doi.org/10.24254/CNIB.17.90)
7. López Botello Cynthia K., Castillo Torres Sergio A., Chávez Luévanos Beatriz. (2019). Relación del consumo energético de macronutrientes y micronutrientes con el avance de la enfermedad de Parkinson. *Revista Mexicana de Neurociencia*, Volumen 20 ISSN:1665-5044, eISSN:2604-6180 (pp S5).
8. Snell Richard S., MD, PhD, (2007). Neuroanatomía Clínica.(6ta ed.) Traducción Castellano, Editorial Medica Panamericana ISBN:978950060089.
9. C. Levin, Michael (2019). Debilidad. Instrucción a los síntomas de los trastornos cerebrales, medulares y nerviosos. MD, Collage of Medicine, University of Saskatchewan. Manual Merck de Información Médica.
10. Hardyck, C. D. (1966). Personality characteristics and motor activity: Some empirical evidence. *Journal of Personality and Social Psychology*, 4(2), 181-188.
11. MerinoPérez Jesús, Noriega Borge María J. (2010). Fisiología General. *Fisiología del Músculo*. Universidad de Cantabria.
12. Zarco Luis A. (2003) Bases neurofisiológicas de la conducción nerviosa y la contracción muscular y su impacto en la interpretación de la neuronografía y la electromiografía. Guía 7 Neurología.
13. Ojeda López María del Carmen, Rodríguez Weber Federico, Amaya Sánchez Luis Enrique.

- (2009). Diagnóstico Diferencial del Tremor. Acta Médica Grupo Ángles. Volumen 7, No.3 (pp: 143-149).
14. Fernández William Escobar. (2000). Temblor: diagnóstico diferencial y tratamiento. Guía Neurológica 2. Exlibris Editores Sa, v. Colombia ISBN: 958-96766. (pp: 86-92).
 15. Moore Keith L., R. Agur Anne M. (2003) Fundamentos de Anatomía con orientación clínica (2da ed.) Editorial Medica Panamericana (pp: 406-495).
 16. P. Pastor, E. Tolosa (2001). La Enfermedad de Parkinson: diagnóstico y avances en el conocimiento de la etiología y en el tratamiento. Medicina Integral, ELSEVIER Vol.37. Núm.3. (pp: 104-117).
 17. González Maldonado, Rafel, Morata Pérez Jesús M., Luque Durán Juan de Dios. (2013) Un Ensayo sobre la Parálisis Agitante, James Parkinson (1817). Traducción Mayo 2013. PDF
 18. Medline Plus. Enfermedad de Parkinson. M U.S. Department of Health and Human Services National Institutes of Health. Biblioteca Nacional de Medicina de los EE.UU. Última actualización marzo 2020.
 19. Parkinson Federación Española. (1996) Asociación de Parkinson en España. <https://www.esparkinson.es/la-federacion/>.
 20. Red Mexicana de Asociaciones de Parkinson. (2020) <https://m.facebook.com/RedMXdeAsociacionesdeParkinson/>.
 21. Parkinson Puebla (2010). Asociación de Parkinson en el estado de Puebla. aparkinsonpuebla@gmail.com
 22. Parkinson's Foundation (2021). Red de Asistencia Nacional para el Parkinson de USA. <https://www.parkinson.org>.
 23. Arredondo Blanco Kenia, Zerón Martínez Rosalía, Rodríguez Violate Mayela, Cervantes Arriaga Amin. (2018). Breve recorrido histórico de la enfermedad de Parkinson a 200 años de su descripción. Gaceta Médica de México. (pp: 719-726).
 24. Carlsson Arvid, Greengard Paul, Kandel Eric. (2000). Traducción de Señal en el Sistema Nervioso. Premio Nóbel en Fisiología o Medicina 2000. (pp: 36-40).
 25. Sandoval Claudia E. (2018). Parkinson: cómo aparece esta enfermedad y 10 síntomas de los que están pendientes. ELSEVIER.
 26. H. E. Sacristán, A. S. Galati, L. Canestrari. (2020) Estimulación Cerebral Profunda en la Práctica Clínica. Revista de Medicina Interna, Volumen 16, número 2. (pp: 48-65).
 27. R. Benecke, J. C. Rothwell, J. P. R. Dick, B. L. Day, C. D. Marsden. (1987). Simple and complex movements off and on treatment in patients with Parkinson's disease. Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry 1987;50. (pp: 296-303).
 28. Forssberg Hans, E. Pall, Iwasaki Nobuaki, Johansson Roland S., Gordon Andrew M. (2000).

- Action Tremor During Object Manipulation in Parkinson's Disease. *Movements Disorders Society* Vol. 15 No.2. (pp: 244-254).
29. Lift ware, Jabbari Katelin. (2014). Google vende cuchara inteligente que ayuda a pacientes con Parkinson. *ABC Tecnología*. <https://www.abc.es/tecnologia/informatica-hardware/20141120128/abci-google-cuchara-inteligente-201411281113.html>.
 30. Zhang Haiyan. (2017). Project Emma. Microsoft Research Cambridge. <https://www.microsoft.com/en-us/research/project/project-emma/>.
 31. Electro Industriera. (2018) ¿Qué son los sistemas DAQ?. *Revista Electro Industria, Soluciones Tecnológicas para la Minería, Energía e Industria*. <http://www.emb.cl/electroindustria/articulo.mvc?xid=3286&ni=que-son-los-sistemas-daq>.
 32. Proakis John G., Manolakis Dimitris G. (2007). *Tratamiento Digital de Señales*. Pearson Educación S.A. Madrid. ISBN 978-84-8322-347-5. (pp:17-32, 218-229, 359-381).
 33. Sedra Adel S., Smith Kenneth Carless. (). *Microelectronic Circuits*. OXFORD University Press (7ta ed.). ISBN 978-0-19-933913-6. (pp: 4-366,508-696).
 34. Schaumann Rolf, Van Valkenburg Mac. E. (2001). *Design of Analog Filters*. Oxford University Press, Inc.
 35. The MathWorks. (2000). *MATLAB, The Language of Technical Computing*. The MathWorks, Inc. PDF.
 36. The MathWorks. (s.f.). *GUIDE y funciones en MATLAB*. <https://es.mathworks.com/help/matlab.html>
 37. Mendoza Mendoza Miguel Angel. (2014) *Introducción a la Instrumentación, Simbología, Normas y Sistemas de Unidades*. *Temáticos Electrónica, Instrumentación*. PDF.
 38. Quintero Muñoz. (2016). *Instrumentación Médica*. Universidad Nacional Abierta y Distancia UNAD, *Instrumentación Médica*. PDF.
 39. Catillo Robinson, Delgado Jaime A, (2020). Evaluación de los parámetros de seguridad eléctrica en equipos biomédicos y de instrumentación bajo condiciones ambientales controladas de laboratorio. *Información Tecnológica*, Vol. 31, no. 1, La Serena. Versión On-line ISSN 0718-0764.
 40. Guzmán Muñoz Eduardo, Méndez Rebollero Guillermo. (2018). *Electromyography in the Rehabilitation Sciences*. *Salud Uninorte*. Barranquilla (Col.) 34(3). (pp: 753-765).
 41. Guerreiro Martínez Juan F. (2010). Tema 2, Bioseñales. *Escola Técnica Superior d'Enginyeria, Department d'Enginyeria Electrónica*. Universidad de Valencia. (pp: 2.1-2.29).
 42. Martin Loren G., Oklahoma. (1999). Why do muscles tremble after strenuous exercise?. *Scientific American*. <https://www.scientificamerican.com/article/why-do-muscles->

tremble-af/.

43. McAuley J. H., Marsden C. D. (2000). Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control. *Brain*, Vol. 123 Issue 8. (pp: 1545-1567). PDF.
44. C. Isenberg, B. Conrad. (1994). Kinematic properties of slow arm movements in Parkinson's disease. *J. Neurol* 242. (pp: 323-330). PDF.
45. V. Ruonala, A. Meigal, S.M. Rissanen, O. Airaksinen, M. Kankaanpää, P.A. Karjalainen. (2013). EMG signal morphology and kinematic parameters in essential tremor and Parkinson's disease patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology, ELSEVIERT* 24. (pp:300-306). PDF.
46. D.F. Stegeman, H.J. Hermens. (1999). Standards of surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)". Institute of Neurology, University Medical Center Nijmegen. PDF.
47. Zinvi Fu, A.Y. Bani Hashim, Z. Jamaludin, I.S. Mohamad, N. Nasir. (2017). Optimizing surface electromyography acquisition without right leg drive circuit. *International Journal of Engineering Science Technologies*. Vol.1(1). ISSN-2456-8651.
48. Arbeláez Salazar Osiel, Gómez Angarita Jorge I. Mendoza Vargas Jairo A. (2007). Diseño de un electromiógrafo con procesador digital de señales para captación de señales musculares. *Revista Médica de Risaralda* Vol. 13 N.1.
49. ANALOG DEVICES. (2018). Datasheet AD623. <https://www.mouser.com/datasheet/2/609/AD623-249255.pdf>
50. TEXAS INSTRUMENTS. (2007). Datasheet TLV2474. https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlv2474.pdf?ts=1622821704658&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FTLV2474
51. Central Semiconductor. (2015). Datasheet CMHZ4678. <https://www.mouser.com/datasheet/2/68/cmhz4678-4717-1021433.pdf>
52. Oca Juan Carlos. (2019). ¿Cuál es el mejor acabado para mi circuito?. Altium. <https://resources.altium.com/es/p/cual-es-el-mejor-acabado-para-mi-circuito>
53. Corona Ramírez, Leonel Germán, Abraca Jiménez Giselda Stephany, Mares Carreño Jesús. (2014). *Sensores y Actuadores*. Grupo Editorial Patria, ISBN ebook: 978-607-438-936-4 (pp: 98-103).
54. Arenas Mas Marta. (2008) Diseño e implementación de un sistema de adquisición de aceleraciones con procesamiento mediante microcontrolador, Capítulo 4 Sensor medidor de Aceleración. Biblioteca Virtual de la Universidad de Sevilla. (pp: 39-54). PDF.
55. ANALOG DEVICES. (2015). Datasheet ADXL345. <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL345.pdf>

56. TEXAS INSTRUMENTS. (2015). Datasheet Tarjeta de Adquisición CC3200. <https://www.ti.com/product/CC3200>
57. ENERGIA. (s.f.).GUIDE CC3200. <https://energia.nu/pinmaps/cc3200-launchxl/>
58. TEXAS INSTRUMENTS. (2012). Datasheet TCA9548A. https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tca9548a.pdf?ts=1622813582809&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F
59. SparkFun. (s.f.). Código Librerías sensores de aceleración para ADXL345. https://github.com/sparkfun/SparkFun_ADXL345_Arduino_Library/blob/6d795cce285d94014c294d297573e33266a4c7d5/src/SparkFun_ADXL345.h por E.Robert, SparkFun Electronics
60. Soria Olivares Emilio, Martínez Sober Marcelino, Francés Villora José Vicete, Camps Valls Gustavo. (2003). Tratamiento Digital de Señales. Pearson Prentice Hall ISBN: 84-205-3559-1. (pp: 10).
61. Tomasi, Wayne. (2003). Sistemas de Comunicación Electrónicos. Pearson Educación, México. ISBN: 970-26-0316-1. (pp: 26)
62. Corral Dávalos Leonardo. (2019). Estadística y técnicas experimentales para la investigación Biológica, Prueba Estadística t de Student. Universidad Politécnica Salesiana. (pp:98-102)
63. Ma, X., Liu, Y., Song, Q., & Wang, C. (2020). Continuous Estimation of Knee Joint Angle Based on Surface Electromyography Using a Long Short-Term Memory Neural Network and Time-Advanced Feature. *Sensors*, 20(17), 4966.
64. W. Norman Robert, V. Komi Paavo. (1979). Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. Kinesiology Laboratory, Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Finland. (pp:241-248).

ANEXO FIGURAS Y TABLAS

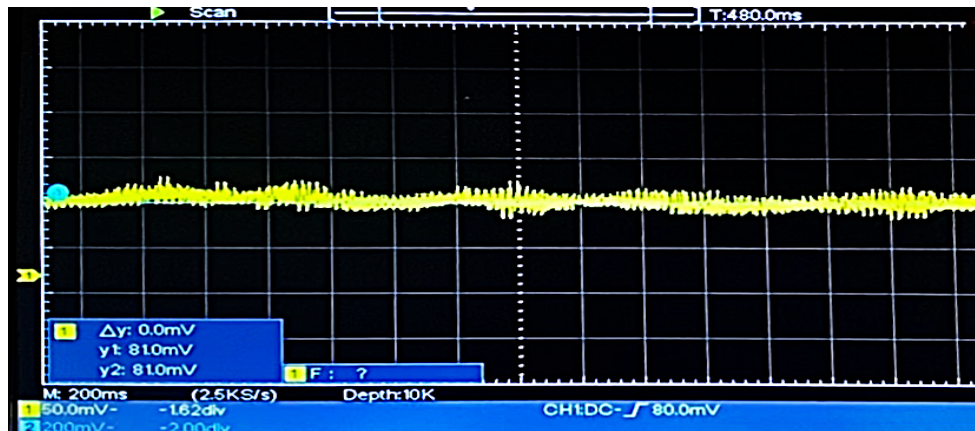
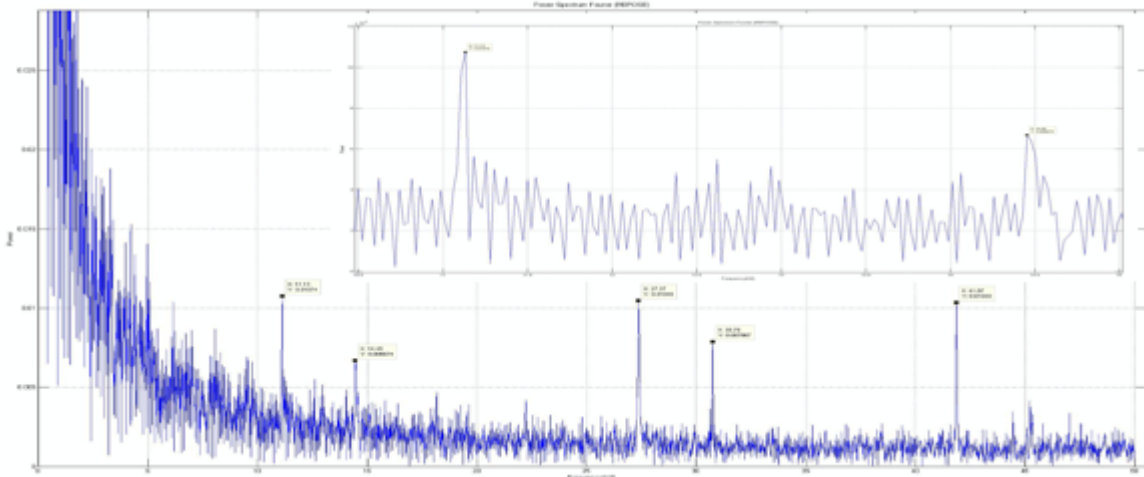
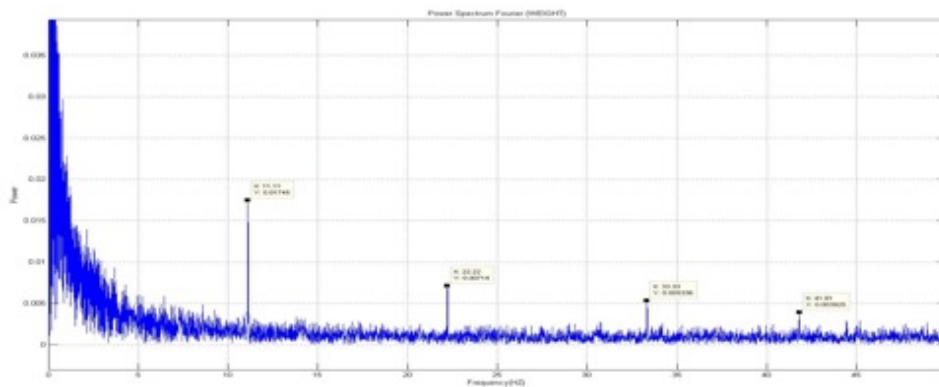


Fig. 62 Registro en Osciloscopio de la Actividad Electromiográfica cruda del Músculo Flexor del antebrazo de Paciente Sano utilizando el Dispositivo EMG.

- ESPECTROS DE POTENCIA DEL EMG DEL PACIENTE CON PARKINSON DE 5 AÑOS

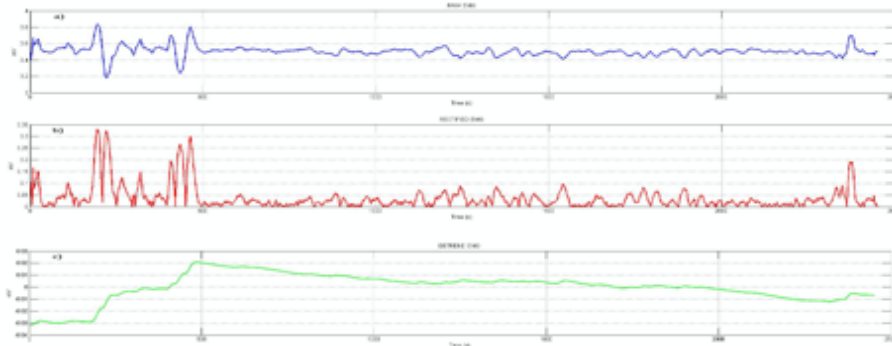


Graf. 1 Espectro de Potencia de la Señal EMG del Paciente con Parkinson 5 años de diagnostico en Actividad de Reposo.

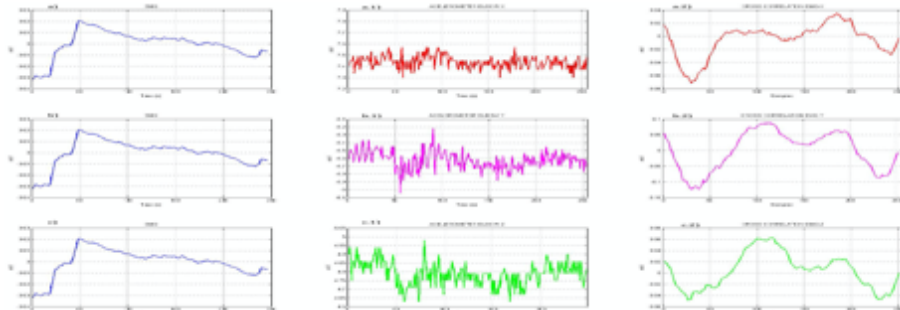


Graf. 2 Espectro de Potencia de la Señal EMG del Paciente con Parkinson 5 años de diagnostico en Actividad Flexión Sostenible.

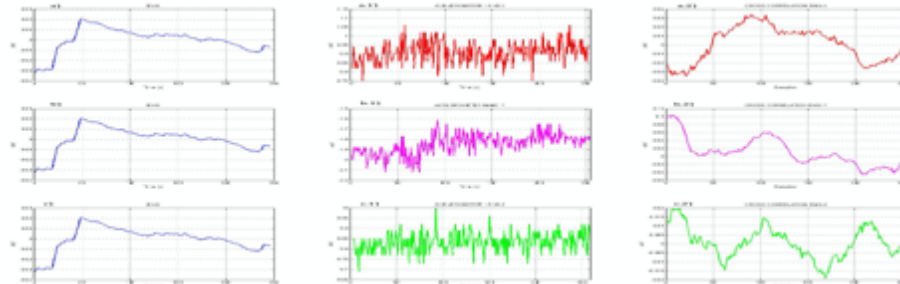
- CC ACTIVIDAD REPOSO PACIENTE CON PARKINSON DE 5 AÑOS DIAGNOSTICO.



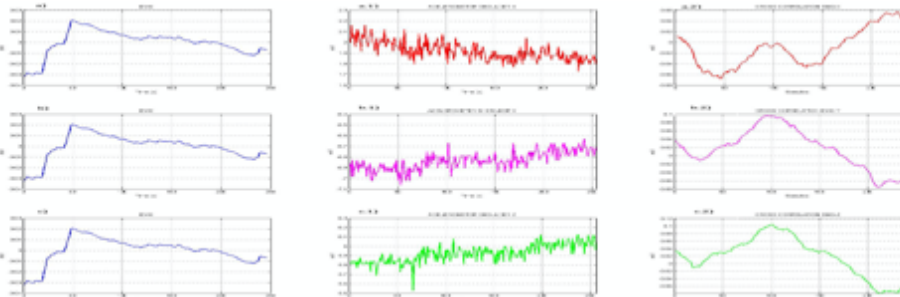
Graf. 3 EMG paciente Parkinson en actividad Reposo. a) EMG cruda; b) EMG Rectificada; c) EMG Integrada y Ajustada.



Graf. 4 CC EMG de Parkinson ajustada en Reposo con acelerómetro en Muñeca. a), b), c) EMG ajustado; a.1) Eje X; a.2) CC EMG-X; b.1) Eje Y; b.2) CC EMG-Y; c.1) Eje Z; c.2) CC EMG-Z.

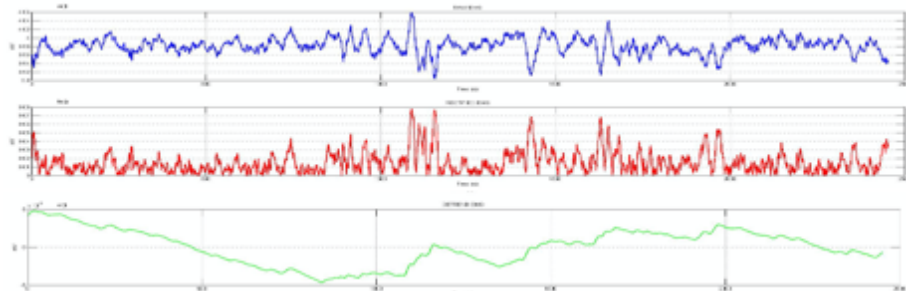


Graf. 5 CC EMG de Parkinson ajustada en Reposo con acelerómetro en Codo. a), b), c) EMG ajustado; a.1) Eje X; a.2) CC EMG-X; b.1) Eje Y; b.2) CC EMG-Y; c.1) Eje Z; c.2) CC EMG-Z.

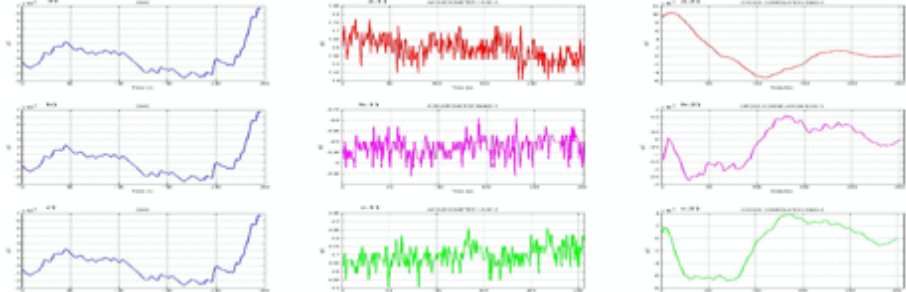


Graf. 6 CC EMG de Parkinson ajustada en Reposo con acelerómetro en Hombro. a), b), c) EMG ajustado; a.1) Eje X; a.2) CC EMG-X; b.1) Eje Y; b.2) CC EMG-Y; c.1) Eje Z; c.2) CC EMG-Z.

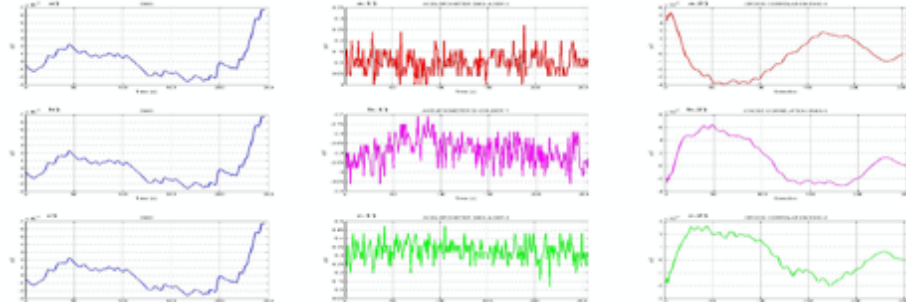
- CC ACTIVIDAD REPOSO PACIENTE SANO



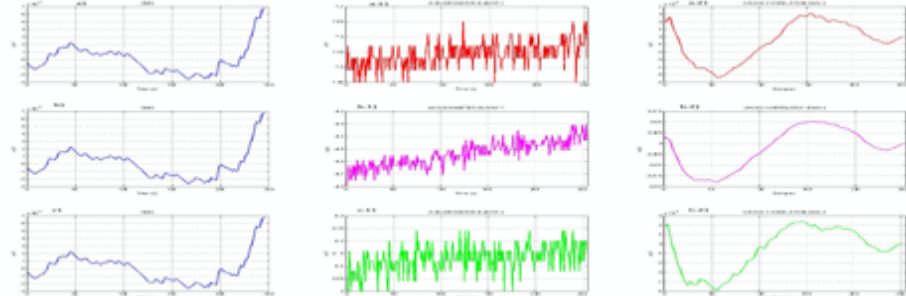
Graf. 7 EMG paciente Sano en actividad Reposo. a) EMG cruda; b) EMG Rectificada; c) EMG Integrada y Ajustada



Graf. 8 EMG Sano ajustada en Reposo con acelerómetro en Muñeca. a), b), c) EMG ajustado; a.1) Eje X; a.2) CC EMG-X; b.1) Eje Y; b.2) CC EMG-Y; c.1) Eje Z; c.2) CC EMG-Z.

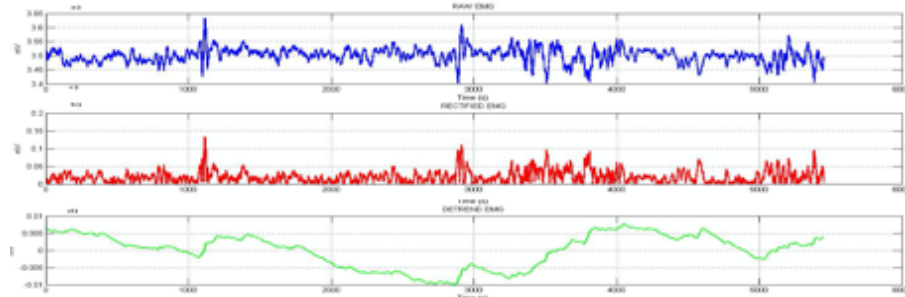


Graf. 9 EMG Sano ajustada en Reposo con acelerómetro en Codo. a), b), c) EMG ajustado; a.1) Eje X; a.2) CC EMG-X; b.1) Eje Y; b.2) CC EMG-Y; c.1) Eje Z; c.2) CC EMG-Z.

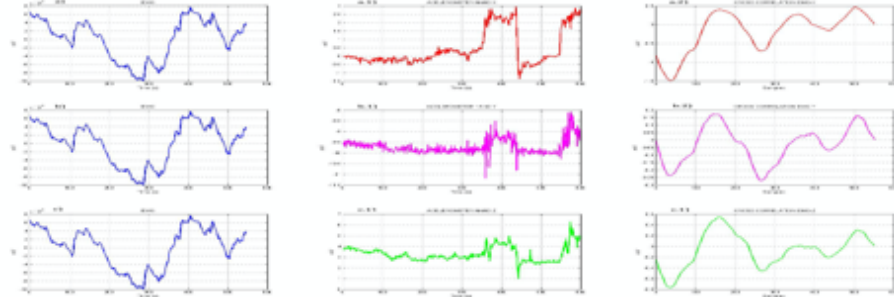


Graf. 10 EMG Sano ajustada en Reposo con acelerómetro en Hombro. a), b), c) EMG ajustado; a.1) Eje X; a.2) CC EMG-X; b.1) Eje Y; b.2) CC EMG-Y; c.1) Eje Z; c.2) CC EMG-Z.

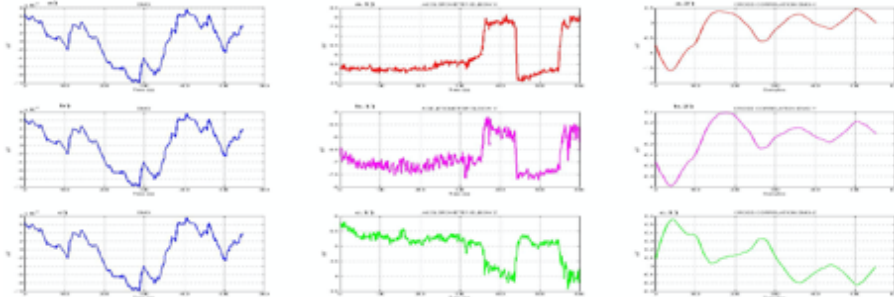
- CC ACTIVIDAD PESO PACIENTE CON PARKINSON DE 5 AÑOS DIAGNOSTICO.



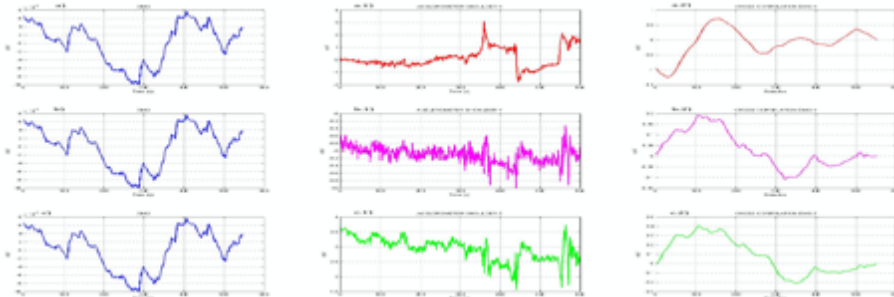
Graf. 11 EMG paciente Parkinson en Sostener 500g. a) EMG cruda; b) EMG Rectificada; c) EMG Integrada y Ajustada



Graf. 12 EMG Parkinson ajustada en Sostener 500g con acelerómetro en Muñeca. a), b), c) EMG ajustado; a.1) Eje X; a.2) CC EMG-X; b.1) Eje Y; b.2) CC EMG-Y; c.1) Eje Z; c.2) CC EMG-Z.

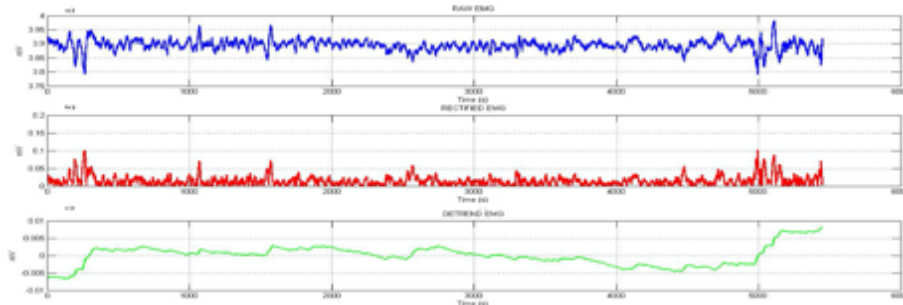


Graf. 13 EMG Parkinson ajustada en Sostener 500g con acelerómetro en Muñeca. a), b), c) EMG ajustado; a.1) Eje X; a.2) CC EMG-X; b.1) Eje Y; b.2) CC EMG-Y; c.1) Eje Z; c.2) CC EMG-Z.

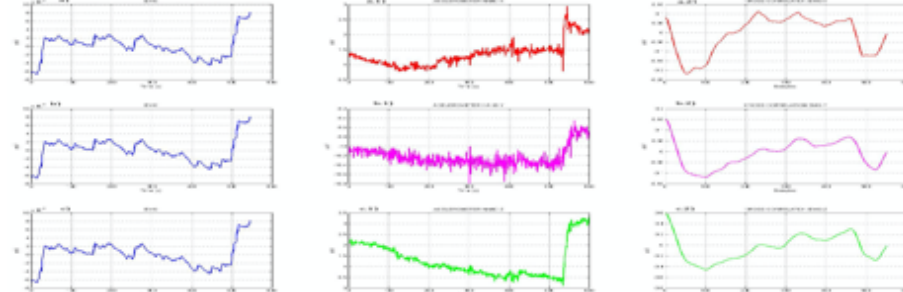


Graf. 14 EMG Parkinson ajustada en Sostener 500g con acelerómetro en Hombro. a), b), c) EMG ajustado; a.1) Eje X; a.2) CC EMG-X; b.1) Eje Y; b.2) CC EMG-Y; c.1) Eje Z; c.2) CC EMG-Z.

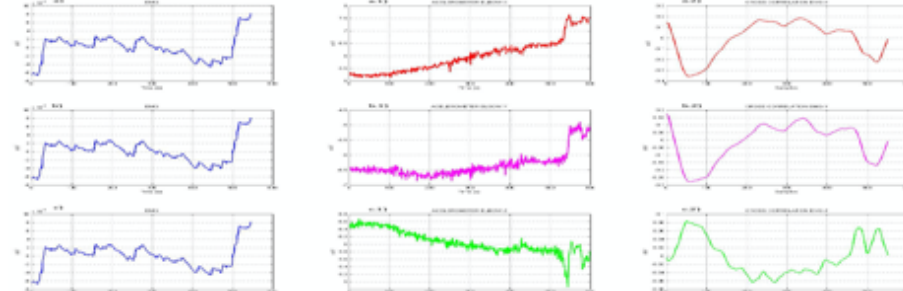
- CC ACTIVIDAD REPOSO PACIENTE SANO



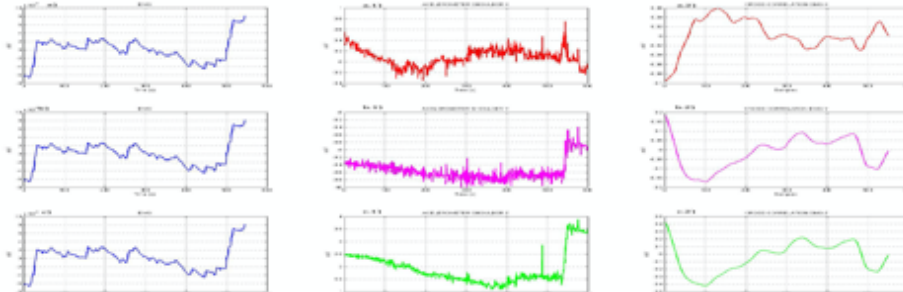
Graf. 15 EMG paciente Sano en Sostener 500g. a) EMG cruda; b) EMG Rectificada; c) EMG Integrada y Ajustada



Graf. 16 EMG Sano ajustada en Sostener 500g con acelerómetro en Muñeca. a) a) Eje X; a.2) CC EMG-X; b.1) Eje Y; b.2) CC EMG-Y; c.1) Eje Z; c.2) CC EMG-Z.

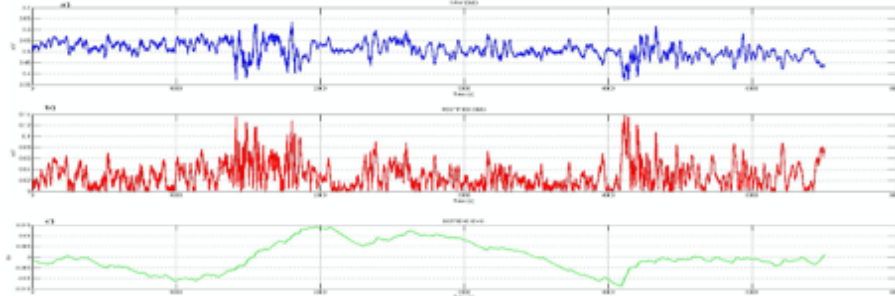


Graf. 17 EMG Sano ajustada en Sostener 500g con acelerómetro en Codo. a) a) Eje X; a.2) CC EMG-X; b.1) Eje Y; b.2) CC EMG-Y; c.1) Eje Z; c.2) CC EMG-Z.

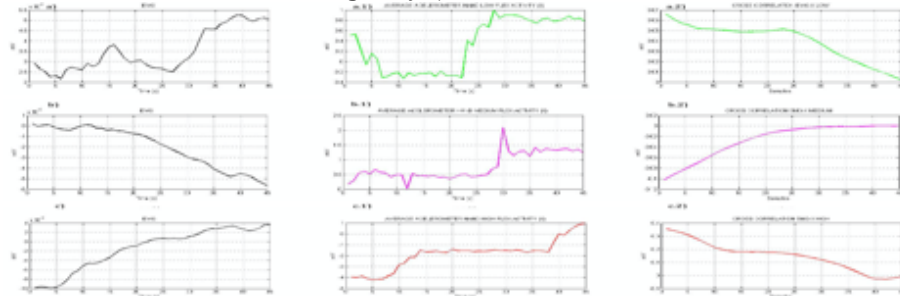


Graf. 18 EMG Sano ajustada en Sostener 500g con acelerómetro en Hombro. a) a) Eje X; a.2) CC EMG-X; b.1) Eje Y; b.2) CC EMG-Y; c.1) Eje Z; c.2) CC EMG-Z.

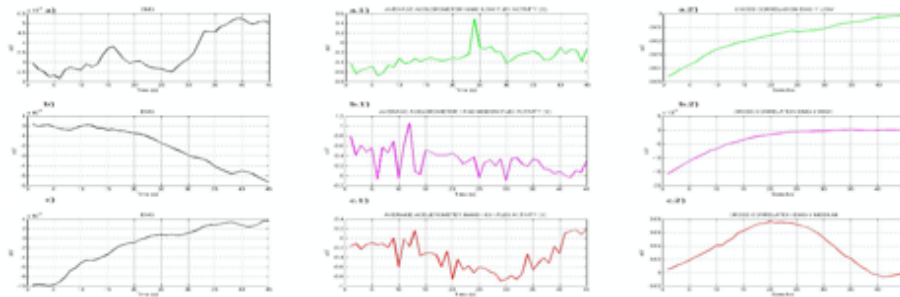
- CC FLEXIONES PACIENTE CON PARKINSON DE 5 AÑOS DIAGNOSTICO.



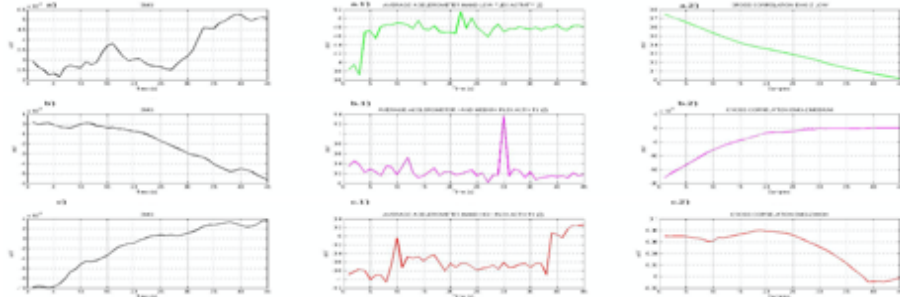
Graf. 19 EMG Parkinson en actividad Flexión por niveles Bajo, Medio y Alto. A) EMG cruda; b) EMG Rectificada; c) EMG Integrada y Ajustada



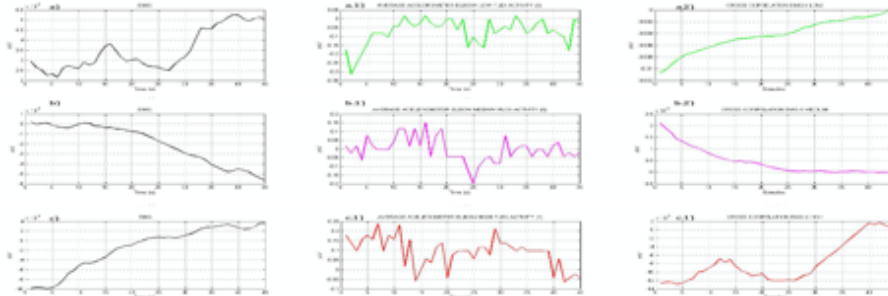
Graf. 20 CC EMG Parkinson ajustada y acelerómetro en Muñeca. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje X Flex Baja; a.2) CC EMG-X Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje X Flex Media; b.2) CC EMG-X Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje X Flex Alta; c.2) CC EMG-X Flex Alta



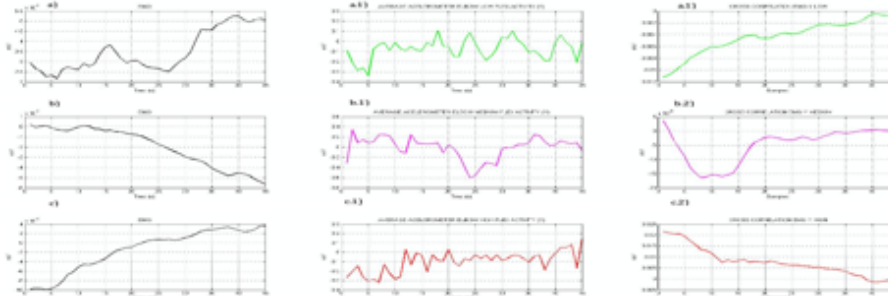
Graf. 21 CC EMG Parkinson ajustada y acelerómetro en Muñeca. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje Y Flex Baja; a.2) CC EMG-Y Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje Y Flex Media; b.2) CC EMG-Y Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje Y Flex Alta; c.2) CC EMG-Y Flex Alta



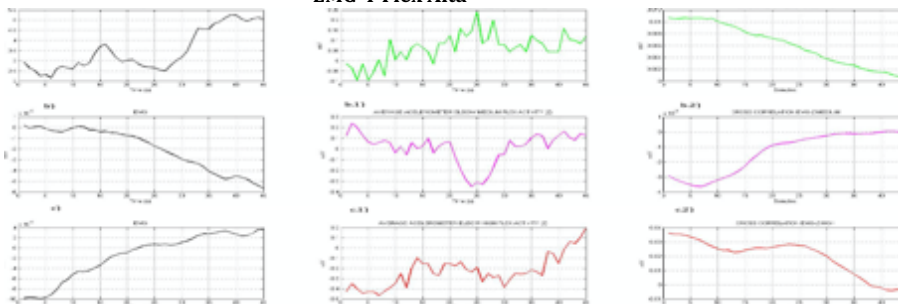
Graf. 22 CC EMG Parkinson ajustada y acelerómetro en Muñeca. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje Z Flex Baja; a.2) CC EMG-Z Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje Z Flex Media; b.2) CC EMG-Z Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje Z Flex Alta; c.2) CC EMG-Z Flex Alta



Graf. 23 CC EMG Parkinson ajustada y acelerómetro en Codo. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje X Flex Baja; a.2) CC EMG-X Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje X Flex Media; b.2) CC EMG-X Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje X Flex Alta; c.2) CC EMG-X Flex Alta



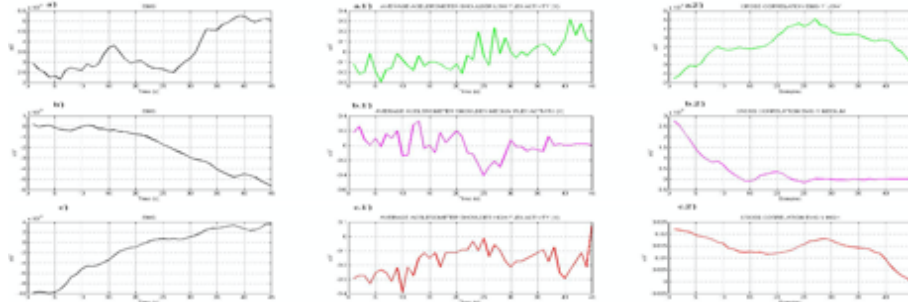
Graf. 24 CC EMG Parkinson ajustada y acelerómetro en Codo. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje Y Flex Baja; a.2) CC EMG-Y Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje Y Flex Media; b.2) CC EMG-Y Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje Y Flex Alta; c.2) CC EMG-Y Flex Alta



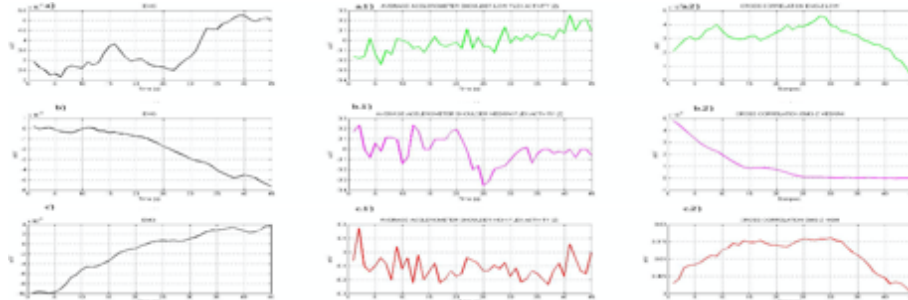
Graf. 25 CC EMG Parkinson ajustada y acelerómetro en Codo. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje Z Flex Baja; a.2) CC EMG-Z Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje Z Flex Media; b.2) CC EMG-Z Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje Z Flex Alta; c.2) CC EMG-Z Flex Alta



Graf. 26 CC EMG Parkinson ajustada y acelerómetro en Hombro. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje X Flex Baja; a.2) CC EMG-X Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje X Flex Media; b.2) CC EMG-X Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje X Flex Alta; c.2) CC EMG-X Flex Alta

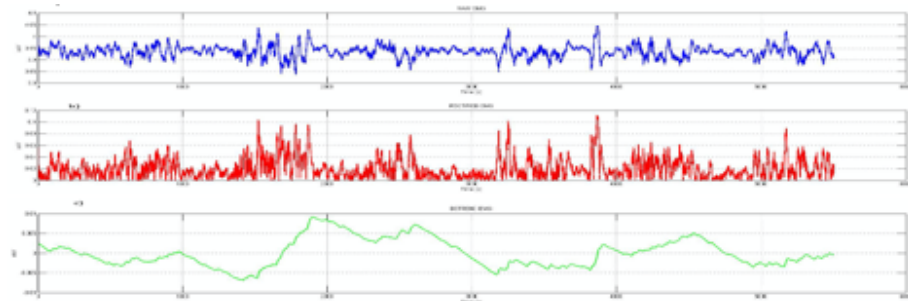


Graf. 27 CC EMG Parkinson ajustada y acelerómetro en Hombro. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje Y Flex Baja; a.2) CC EMG-Y Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje Y Flex Media; b.2) CC EMG-Y Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje Y Flex Alta; c.2) CC EMG-Y Flex Alta

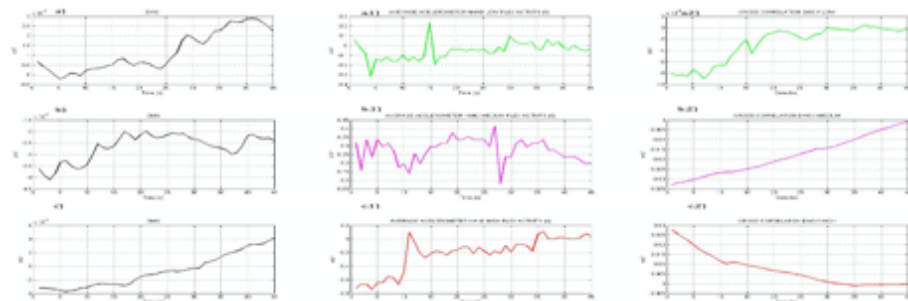


Graf. 28 CC EMG Parkinson ajustada y acelerómetro en Hombro. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje Z Flex Baja; a.2) CC EMG-Z Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje Z Flex Media; b.2) CC EMG-Z Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje Z Flex Alta; c.2) CC EMG-Z Flex Alta

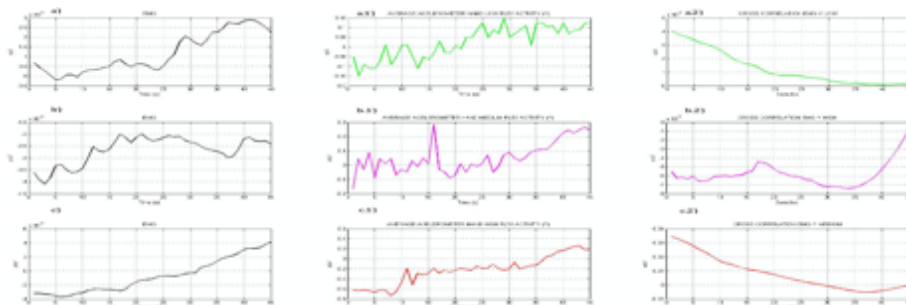
- **CC FLEXIONES PACIENTE SANO**



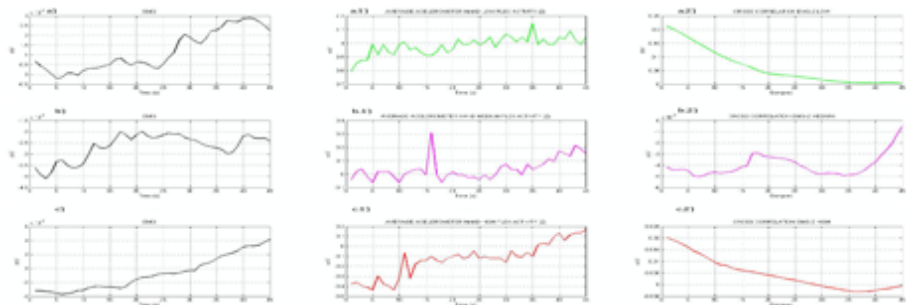
Graf. 29 EMG Sano en actividad Flexión por niveles Bajo, Medio y Alto. A) EMG cruda; b) EMG Rectificada; C) EMG Integrada y Ajustada



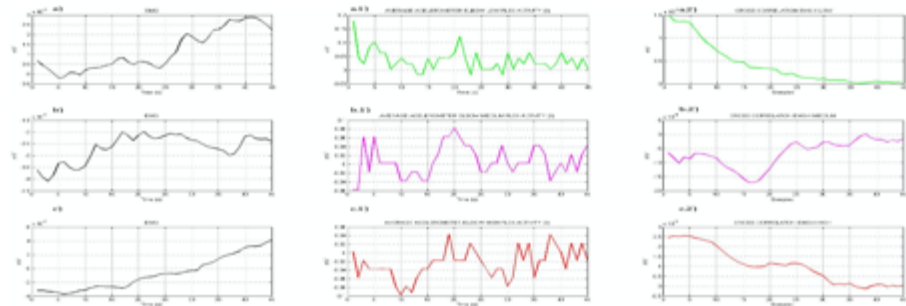
Graf. 30 CC EMG Sano ajustada y acelerómetro en Muñeca. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje X Flex Baja; a.2) CC EMG-X Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje X Flex Media; b.2) CC EMG-X Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje X Flex Alta; c.2) CC EMG-X Flex Alta



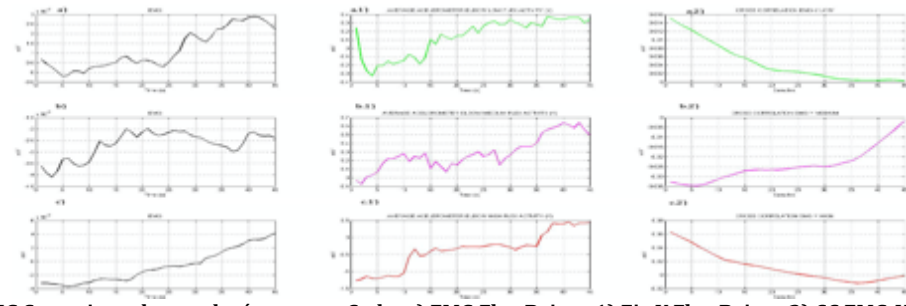
Graf. 31 CC EMG Sano ajustada y acelerómetro en Muñeca. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje Y Flex Baja; a.2) CC EMG-Y Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje Y Flex Media; b.2) CC EMG-Y Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje Y Flex Alta; c.2) CC EMG-Y Flex Alta.



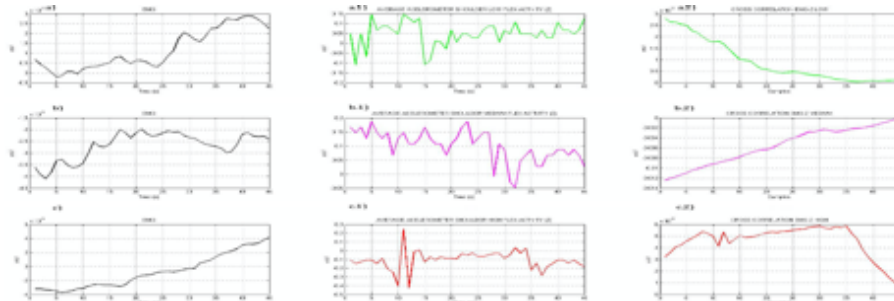
Graf. 32 CC EMG Sano ajustada y acelerómetro en Muñeca. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje Z Flex Baja; a.2) CC EMG-Z Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje Z Flex Media; b.2) CC EMG-Z Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje Z Flex Alta; c.2) CC EMG-Z Flex Alta.



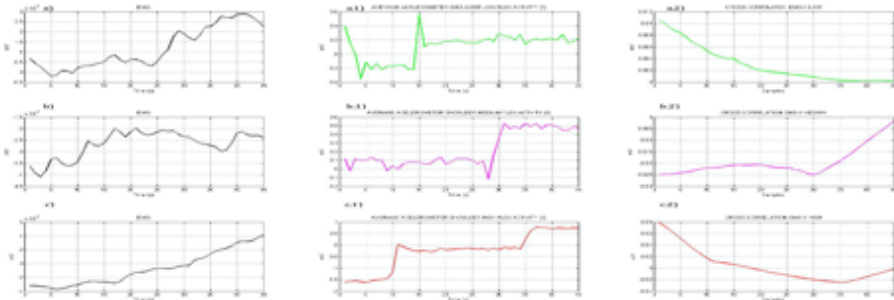
Graf. 33 CC EMG Sano ajustada y acelerómetro en Codo. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje X Flex Baja; a.2) CC EMG-X Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje X Flex Media; b.2) CC EMG-X Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje X Flex Alta; c.2) CC EMG-X Flex Alta.



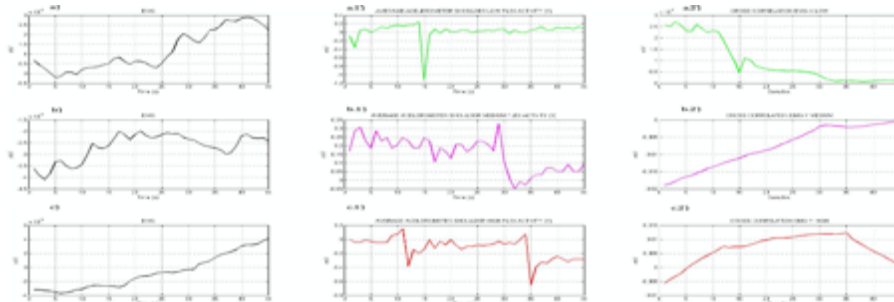
Graf. 34 CC EMG Sano ajustada y acelerómetro en Codo. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje Y Flex Baja; a.2) CC EMG-Y Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje Y Flex Media; b.2) CC EMG-Y Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje Y Flex Alta; c.2) CC EMG-Y Flex Alta.



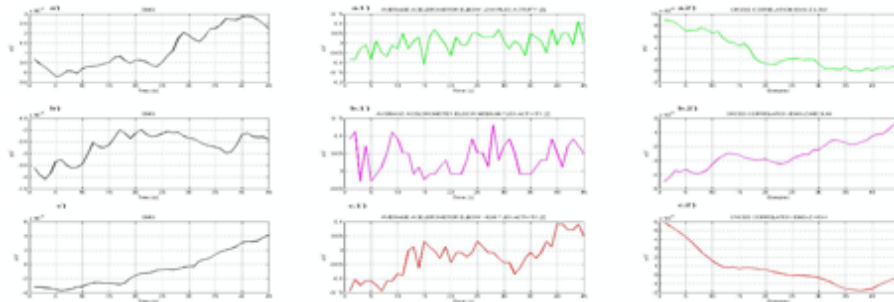
Graf. 35 CC EMG Sano ajustada y acelerómetro en Codo. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje Z Flex Baja; a.2) CC EMG-Z Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje Z Flex Media; b.2) CC EMG-Z Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje Z Flex Alta; c.2) CC EMG-Z Flex Alta.



Graf. 36 CC EMG Sano ajustada y acelerómetro en Hombro. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje X Flex Baja; a.2) CC EMG-X Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje X Flex Media; b.2) CC EMG-X Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje X Flex Alta; c.2) CC EMG-X Flex Alta.



Graf. 37 CC EMG Sano ajustada y acelerómetro en Hombro. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje Y Flex Baja; a.2) CC EMG-Y Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje Y Flex Media; b.2) CC EMG-Y Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje Y Flex Alta; c.2) CC EMG-Y Flex Alta.



Graf. 38 CC EMG Sano ajustada y acelerómetro en Hombro. a) EMG Flex Baja; a.1) Eje Z Flex Baja; a.2) CC EMG-Z Flex Baja; b) EMG Flex Media; b.1) Eje Z Flex Media; b.2) CC EMG-Z Flex Media; c) EMG Flex Alta; c.1) Eje Z Flex Alta; c.2) CC EMG-Z Flex Alta.

• **RETARDO ELECTROMECAÁNICO DE PACIENTES SANOS Y CON PARKINSON**

Tiempo en Picos Nivel de Flexión	PROMEDIO PARKINSON	DESVIACIÓN PARKINSON	PROMEDIO SANOS	DESVIACIÓN SANOS
X LOW HAND	20.2	3.8	10.3	1.55
X MED HAND	20	10	12.41	1.26
X HIGH HAND	17.35	2.65	25.07	2.87
Y LOW HAND	21.1	3.8	21.9	1.73
Y MED HAND	12.5	9.05	16.27	0.98
Y HIGH HAND	12.6	7.4	30.24	3.01
Z LOW HAND	13.05	3.25	20.75	2.39
Z MED HAND	16.3	7.6	16.16	1.96
Z HIGH HAND	15	5	29.9	3.93
X LOW ELBOW	21.55	3.25	10.1	3.57
X MED ELBOW	12.5	7.5	15.53	2.36
X HIGH ELBOW	10.9	2.2	18.75	4.3
Y LOW ELBOW	17.85	0.75	21.65	3.87
Y MED ELBOW	13.95	2.5	11.9	3.39
Y HIGH ELBOW	10.4	2.6	12.76	2.40
Z LOW ELBOW	14.5	4.7	23.68	2.11
Z MED ELBOW	8.6	1.4	27.28	2.08
Z HIGH ELBOW	16.7	2.4	10.03	4.12
X LOW SHOULDER	10.3	3.5	14.78	2.41
X MED SHOULDER	19.6	10.4	28	2.74
X HIGH SHOULDER	11.7	1.7	12.62	2.06
Y LOW SHOULDER	13.05	4.85	15.70	2.55
Y MED SHOULDER	9.2	0.1	28.05	2.91
Y HIGH SHOULDER	16.9	3.1	16.22	3.52
Z LOW SHOULDER	14	4.7	19.45	3.1
Z MED SHOULDER	13	4.1	15.02	2.7
Z HIGH SHOULDER	12.1	2.1	15.31	3.63

Tabla 5 Promedio y Desviación del Retardo Electromecánico en pacientes de Parkinson y Sanos, respecto a los tres ejes de cada acelerómetro colocado en el brazo, así como de cada nivel de flexión que se realizó (bajo, medio y alto)

ANEXO CÓDIGOS

- **ADQUISICIÓN Y ALMACENAMIENTO DE DATOS POR MEDIO DE MATLAB**

```
%*****APARTADO CONECCION CON PUERTO*****
function CONECTAR_Callback(hObject, eventdata, handles)
global encendido puertoComunicacion Obj
puertoComunicacion=get(handles.puerto, 'string') %cadena caracteres del puerto
delete(instrfind({'Port'},{puertoComunicacion}));
Obj=serial(puertoComunicacion,'BaudRate',1000000,'Terminator','CR/LF');
warning('off','MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead')
fopen(Obj);           %apertura de puerto
set(handles.PLAY,'backgroundcolor','w')
set(handles.RESET,'backgroundcolor','w')
set(handles.STOP,'backgroundcolor','w')
set(handles.puerto,'backgroundcolor','y')
encendido=1          %bandera el puerto serial
guidata(hObject, handles);

%*****APARTADO CLASIFICACION SEXO DE PACIENTES*****
function sexo_Callback(hObject, eventdata, handles)
global menu_choise contenido
contenido=cellstr(get(hObject,'String')); menu_choise=contenido{get(hObject,'Value')};
menu_choise
if(strcmp(menu_choise,'Femenino'))
elseif(strcmp(menu_choise,'Masculino'))
end
guidata(hObject, handles);

%*****APARTADO GRAFICAS DE LOS ACELEROMETROS*****
function GRAPHICS_Callback(hObject, eventdata, handles)
global contenido3 menu3_choise
contenido3=cellstr(get(hObject,'String')); menu3_choise=contenido3{get(hObject,'Value')};
menu3_choise
if(strcmp(menu3_choise,'Axis 3D'))
cla(handles.AX1);cla(handles.AX2);cla(handles.AX3);
elseif(strcmp(menu3_choise,'Axis X'))
cla(handles.AX1);cla(handles.AX2);cla(handles.AX3);
elseif(strcmp(menu3_choise,'Axis Y'))
cla(handles.AX1);cla(handles.AX2);cla(handles.AX3);
elseif(strcmp(menu3_choise,'Axis Z'))
cla(handles.AX1);cla(handles.AX2);cla(handles.AX3);
elseif(strcmp(menu3_choise,'Resulting'))
cla(handles.AX1);cla(handles.AX2);cla(handles.AX3);
end
guidata(hObject, handles);

%*****QUE SE QUIERER OBSERVAR EN PANTALLA*****
function OBSERVE_Callback(hObject, eventdata, handles)
global contenido4 menu4_choise
contenido4=cellstr(get(hObject,'String')); menu4_choise=contenido4{get(hObject,'Value')};
menu4_choise
if(strcmp(menu4_choise,'Electromyogram'))
elseif(strcmp(menu4_choise,'Acelerometers'))
end
guidata(hObject, handles);

%*****APARTADO PLAY DE TODA LA DATA*****
function PLAY_Callback(hObject, eventdata, handles)
global menu3_choise contenido3 menu4_choise contenido4
global INDICADOR N DATA STOP NE seg
```

```

global EMG t l1 EMG1 dataEMG EMG2 EMG3 EM EMG4 EMG5 EMG6 EMG7 EMG8 EMG9
global x1 y1 z1 X1 Y1 Z1 dataACEL1 t1 lx1 ly1 lz1 vx1 vy1 vz1
global x2 y2 z2 X2 Y2 Z2 dataACEL2 lx2 ly2 lz2 vx2 vy2 vz2
global x3 y3 z3 X3 Y3 Z3 dataACEL3 lx3 ly3 lz3 vx3 vy3 vz3
global vec1 VEC1 vec2 VEC2 vec3 VEC3 i segundos j
set(handles.PLAY,'backgroundcolor','g')
set(handles.STOP,'value',0,'backgroundcolor','w')
set(handles.RESET,'value',0,'backgroundcolor','w')
set(handles.TIME,'backgroundcolor','y')
Fs=500;
segundos=((str2double(get(handles.valorseg, 'string'))));
seg=(segundos/2);
N=(50*(seg/5)); NE=(N*10);
EMG=zeros(NE,1); %vector EMG
X1=zeros(N,1); Y1=zeros(N,1); Z1=zeros(N,1); VEC1=zeros(N,1);
X2=zeros(N,1); Y2=zeros(N,1); Z2=zeros(N,1); VEC2=zeros(N,1);
X3=zeros(N,1); Y3=zeros(N,1); Z3=zeros(N,1); VEC3=zeros(N,1);
contador=1;i=0;INDICADOR=1;

t=linspace(0,(NE-1)/Fs,NE);
axes(handles.pantalla);l1=line(nan,nan,'Color','c'); grid on; ylim([-0.5,10]);
xlim([NE/Fs-1,NE/Fs]); t1=linspace(0,(N-1)/(Fs/9),N);
axes(handles.AX1);lx1=line(nan,nan,'color','r'); grid on; ylim([-10,10]);
axes(handles.AX1);ly1=line(nan,nan,'color','y'); grid on; ylim([-10,10]);
axes(handles.AX1);lz1=line(nan,nan,'color','g'); grid on; ylim([-10,10]);
axes(handles.AX2);lx2=line(nan,nan,'color','r'); grid on; ylim([-10,10]);
axes(handles.AX2);ly2=line(nan,nan,'color','y'); grid on; ylim([-10,10]);
axes(handles.AX2);lz2=line(nan,nan,'color','g'); grid on; ylim([-10,10]);
axes(handles.AX3);lx3=line(nan,nan,'color','r'); grid on; ylim([-10,10]);
axes(handles.AX3);ly3=line(nan,nan,'color','y'); grid on; ylim([-10,10]);
axes(handles.AX3);lz3=line(nan,nan,'color','g'); grid on; ylim([-10,10]);

tic
while INDICADOR
if toc>1/Fs; %N segundos
tic
%.....LECTURA PUERTO.....
data=fscanf(Obj,'%s');
expression='[E;D;.];' %E:X:Y:Z:C:O:D:H:M:B ;
[match,noMatch]=regexp(data,expression,'match','split');

EMG1=str2double(char(noMatch(2:19:end))); EMG2=str2double(char(noMatch(3:19:end)));
EMG3=str2double(char(noMatch(4:19:end))); EMG4=str2double(char(noMatch(5:19:end)));
EMG5=str2double(char(noMatch(6:19:end))); EMG6=str2double(char(noMatch(7:19:end)));
EMG7=str2double(char(noMatch(8:19:end))); EMG8=str2double(char(noMatch(9:19:end)));
EMG9=str2double(char(noMatch(10:19:end))); EM=[EMG1 EMG2 EMG3 EMG4 EMG5 EMG6 EMG7 EMG8
EMG9];
x1=str2double(char(noMatch(11:19:end))); y1=str2double(char(noMatch(12:19:end)));
z1=str2double(char(noMatch(13:19:end))); vec1= sqrt(((x1)^2)+((y1)^2)+((z1)^2));
x2=str2double(char(noMatch(14:19:end))); y2=str2double(char(noMatch(15:19:end)));
z2=str2double(char(noMatch(16:19:end))); vec2= sqrt(((x2)^2)+((y2)^2)+((z2)^2));
x3=str2double(char(noMatch(17:19:end))); y3=str2double(char(noMatch(18:19:end)));
z3=str2double(char(noMatch(19:19:end))); vec3= sqrt(((x3)^2)+((y3)^2)+((z3)^2));

%EMG
set(handles.valoremg, 'String',EM);
EMG(1:end-1)=EMG(2:end);EMG(end)=EMG1; EMG(1:end-1)=EMG(2:end);EMG(end)=EMG2;
EMG(1:end-1)=EMG(2:end);EMG(end)=EMG3; EMG(1:end-1)=EMG(2:end);EMG(end)=EMG4;
EMG(1:end-1)=EMG(2:end);EMG(end)=EMG5; EMG(1:end-1)=EMG(2:end);EMG(end)=EMG6;
EMG(1:end-1)=EMG(2:end);EMG(end)=EMG7; EMG(1:end-1)=EMG(2:end);EMG(end)=EMG8;
EMG(1:end-1)=EMG(2:end);EMG(end)=EMG9;

```

```

%ACEL-MU?ECA
set(handles.valorx1, 'String',x1);      X1(1:end-1)=X1(2:end); X1(end)= x1;
set(handles.valory1, 'String',y1);      Y1(1:end-1)=Y1(2:end); Y1(end)= y1;
set(handles.valorz1, 'String',z1);      Z1(1:end-1)=Z1(2:end); Z1(end)= z1;
set(handles.valorvec1,'String',vec1);    VEC1(1:end-1)=VEC1(2:end);VEC1(end)=vec1;
%ACEL-CODO
X2(1:end-1)=X2(2:end);X2(end)= x2;      set(handles.valorx2, 'String',x2);
Y2(1:end-1)=Y2(2:end); Y2(end)= y2;      set(handles.valory2, 'String',y2);
Z2(1:end-1)=Z2(2:end); Z2(end)= z2;      set(handles.valorz2, 'String',z1);
VEC2(1:end-1)=VEC2(2:end);VEC2(end)=vec2; set(handles.valorvec2,'String',vec2);
%ACEL-HOMBRO
X3(1:end-1)=X3(2:end); X3(end)= x3;      set(handles.valorx3, 'String',x3);
Y3(1:end-1)=Y3(2:end); Y3(end)= y3;      set(handles.valory3, 'String',y3);
Z3(1:end-1)=Z3(2:end); Z3(end)= z3;      set(handles.valorz3, 'String',z3);
VEC3(1:end-1)=VEC3(2:end);VEC3(end)=vec3; set(handles.valorvec3,'String',vec3);

%..... OPCION GRAFICA EMG.....
if(strcmp(menu4_choise,'Electromyogram'))
set(11,'XData',t,'YData',EMG);drawnow;
axes(handles.aceleMano);cla; axes(handles.aceleCodo);cla; axes(handles.aceleHombro);cla;

%.....OPCION GRAFICAR ACELEROMETRO .....
elseif(strcmp(menu4_choise,'Acelerometers'))
if (strcmp(menu3_choise,'Axis 3D'))
pause(0.011);
axes(handles.aceleMano);
cla;
line([0 x1],[0 0],[0 0],'Color','r','LineWidth',2,'Marker','o');
line([0 0],[0 y1],[0 0],'Color','y','LineWidth',2,'Marker','o');
line([0 0],[0 0],[0 z1],'Color','g','LineWidth',2,'Marker','o');
view(3);
grid on;drawnow;
xlabel('eje x (mV)','FontSize',5,'color','w');
ylabel('eje y (mV)','FontSize',5,'color','w');
zlabel('eje z (mV)','FontSize',5,'color','w');
axes(handles.aceleCodo);
cla;
line([0 x2],[0 0],[0 0],'Color','r','LineWidth',2,'Marker','o');
line([0 0],[0 y2],[0 0],'Color','y','LineWidth',2,'Marker','o');
line([0 0],[0 0],[0 z2],'Color','g','LineWidth',2,'Marker','o');
view(3);
grid on;drawnow;
xlabel('eje x (mV)','FontSize',5,'color','w');
ylabel('eje y (mV)','FontSize',5,'color','w');
zlabel('eje z (mV)','FontSize',5,'color','w');
axes(handles.aceleHombro);
cla;
line([0 x3],[0 0],[0 0],'Color','r','LineWidth',2,'Marker','o');
line([0 0],[0 y3],[0 0],'Color','y','LineWidth',2,'Marker','o');
line([0 0],[0 0],[0 z3],'Color','g','LineWidth',2,'Marker','o');
view(3);
grid on;drawnow;
xlabel('eje x (mV)','FontSize',5,'color','w');
ylabel('eje y (mV)','FontSize',5,'color','w');
zlabel('eje z (mV)','FontSize',5,'color','w');
axes(handles.pantalla);cla;
elseif(strcmp(menu3_choise,'Axis X'))
set(1x1,'XData',t1,'YData',X1); drawnow;
set(1x2,'XData',t1,'YData',X2); drawnow;
set(1x3,'XData',t1,'YData',X3); drawnow;

```

```

elseif(strcmp(menu3_choise,'Axis Y'))
set(ly1,'XData',t1,'YData',Y1); drawnow;
set(ly2,'XData',t1,'YData',Y2); drawnow;
set(ly3,'XData',t1,'YData',Y3); drawnow;
elseif(strcmp(menu3_choise,'Axis Z'))
set(lz1,'XData',t1,'YData',Z1); drawnow;
set(lz2,'XData',t1,'YData',Z2); drawnow;
set(lz3,'XData',t1,'YData',Z3); drawnow;
elseif(strcmp(menu3_choise,'Resulting'))
axes(handles.aceleMano);
quiver3(0,0,0,x1,y1,z1,'m','linewidth',2);
xlabel('eje x (mV)','FontSize',5); ylabel('eje y (mV)','FontSize',5); zlabel('eje z (mV)','FontSize',5);
drawnow;
axes(handles.aceleCodo);
quiver3(0,0,0,x2,y2,z2,'m','linewidth',2);
xlabel('eje x (mV)','FontSize',5); ylabel('eje y (mV)','FontSize',5); zlabel('eje z (mV)','FontSize',5);
drawnow;
axes(handles.aceleHombro);
quiver3(0,0,0,x3,y3,z3,'m','linewidth',2);
xlabel('eje x (mV)','FontSize',5); ylabel('eje y (mV)','FontSize',5); zlabel('eje z (mV)','FontSize',5);
drawnow;
axes(handles.pantalla);cla;
end;end

%.....CONTADOR.....
contador=contador+1;
if rem(contador,5)==0
i=i+1;
set(handles.TIME,'String',i);
if i==segundos
set(handles.TIME,'backgroundcolor','black')
end;end
if contador==N
set(handles.valorseg,'backgroundcolor','b')
i=0;
end %end if contador
end %if muestreo
end %while

%*****APARTADO RESET DE DATA *****
function RESET_Callback(hObject, eventdata, handles)
global encendido INDICADOR L1 EMG1 i
global x1 y1 z1 x2 y2 z2 x3 y3 z3
global ax1 ay1 az1 x1 y1 z1
set(handles.RESET,'backgroundcolor','r')
set(handles.STOP,'value',0,'backgroundcolor','w')
set(handles.PLAY,'value',0,'backgroundcolor','w')
set(handles.SAVE,'value',0,'backgroundcolor','w')
set(handles.TIME,'backgroundcolor','black')
set(handles.valorseg,'backgroundcolor','black')
INDICADOR=0;
cla(handles.pantalla); cla(handles.aceleMano);
cla(handles.AX1); cla(handles.AX2); cla(handles.AX3);
cla(handles.aceleCodo); cla(handles.aceleHombro); cla(handles analisisPlot);
cla(handles.CCX); cla(handles.CCY); cla(handles.CCZ);
i; clc;

%*****APARTADO GUARDAR DATA *****
function SAVE_Callback(hObject, eventdata, handles)
global NAME menu_choise dataall
global EMG dataEMG t DATAcel t1 EMG_RAW EMG_RAW1 epREP fREP lsp T

```

```

global X1 Y1 Z1 dataACEL1 VEC1
global X2 Y2 Z2 dataACEL2 VEC2
global X3 Y3 Z3 dataACEL3 VEC3
global ruta1 ruta2 ruta3 ruta4 ruta5 ruta6
global EMG_RECT EMG_INT EMG_D EMG_N EMG_correct
global promEreposito promEmed promEhig promElow pomedios
global correlREPOSOACEL1X correlMEDACEL1X correlHIGACEL1X correlLOWACEL1X
global correlREPOSOACEL2X correlMEDACEL2X correlHIGACEL2X correlLOWACEL2X
global correlREPOSOACEL3X correlMEDACEL3X correlHIGACEL3X correlLOWACEL3X
global correlREPOSOACEL1Y correlMEDACEL1Y correlHIGACEL1Y correlLOWACEL1Y
global correlREPOSOACEL2Y correlMEDACEL2Y correlHIGACEL2Y correlLOWACEL2Y
global correlREPOSOACEL3Y correlMEDACEL3Y correlHIGACEL3Y correlLOWACEL3Y
global correlREPOSOACEL1Z correlMEDACEL1Z correlHIGACEL1Z correlLOWACEL1Z
global correlREPOSOACEL2Z correlMEDACEL2Z correlHIGACEL2Z correlLOWACEL2Z
global correlREPOSOACEL3Z correlMEDACEL3Z correlHIGACEL3Z correlLOWACEL3Z
global cc_x1 cc_y1 cc_z1 cc_x2 cc_y2 cc_z2 cc_x3 cc_y3 cc_z3
global Rx1MED Rx1HIG Rx1LOW Rx2MED Rx2HIG Rx2LOW Rx3MED Rx3HIG Rx3LOW
global Ry1MED Ry1HIG Ry1LOW Ry2MED Ry2HIG Ry2LOW Ry3MED Ry3HIG Ry3LOW
global Rz1MED Rz1HIG Rz1LOW Rz2MED Rz2HIG Rz2LOW Rz3MED Rz3HIG Rz3LOW
set(handles.SAVE,'backgroundcolor','b')
set(handles.valorseg,'backgroundcolor','y')
DATAacel=[X1,Y1,Z1,VEC1,X2,Y2,Z2,VEC2,X3,Y3,Z3,VEC3];
NAME=get(handles.paciente,'string')
dataEMG=figure(1);
plot(EMG,'Color','R');
grid; title('GRAFICA EMG');
dataACEL1=figure(2);
subplot(3,1,1); plot(X1,'Color','r');grid; title('GRAFICA EJE X (ACELEROMETRO MANO)');
subplot(3,1,2); plot(Y1,'Color','b');grid; title('GRAFICA EJE Y (ACELEROMETRO MANO)');
subplot(3,1,3); plot(Z1,'Color','g');grid; title('GRAFICA EJE Z (ACELEROMETRO MANO)');

dataACEL2=figure(3);
subplot(3,1,1); plot(X2,'Color','r');grid; title('GRAFICA EJE X (ACELEROMETRO CODO)');
subplot(3,1,2); plot(Y2,'Color','b');grid; title('GRAFICA EJE Y (ACELEROMETRO CODO)');
subplot(3,1,3); plot(Z2,'Color','g');grid; title('GRAFICA EJE Z (ACELEROMETRO CODO)');

dataACEL3=figure(4);
subplot(3,1,1); plot(X3,'Color','r');grid; title('GRAFICA EJE X (ACELEROMETRO HOMBRO)');
subplot(3,1,2); plot(Y3,'Color','b');grid; title('GRAFICA EJE Y (ACELEROMETRO HOMBRO)');
subplot(3,1,3); plot(Z3,'Color','g');grid; title('GRAFICA EJE Z (ACELEROMETRO HOMBRO)');

%*****APARTADO DESCONECTAR PUERTO*****
function DESCONECTAR_Callback(hObject, eventdata, handles)
global encendido puertoComunicacion Obj
set(handles.PLAY,'backgroundcolor','w')
set(handles.STOP,'backgroundcolor','w')
if (encendido==1)
fclose(Obj); delete(Obj);
encendido=0
close all; end

```

- **ESPECTRO DE POTENCIA**

```

EMG_RAW=(EMG(501:1:end));
[epREP,fREP]=xft(EMG_RAW(1:end),100);
plot(fREP,epREP,'b'); grid on;
title('Power Spectrum Fourier (REPOSE)');xlabel('Frequency(HZ)');ylabel('Power')

```

- **CORRELACIÓN CRUZADA**

```

T=t(501:1:end);
EMG_RAW=moving_avg((EMG(501:1:end)),10); % EMG
med=mean(EMG_RAW) %PROMEDIO PARA NORMALIZAR

```

```

EMG_RECT=abs(EMG_RAW-med); %EMG RECTIFICADO
EMG_INT=cumtrapz(T,EMG_RECT); %EMG INTEGRADO
EMG_D=detrend(EMG_INT); %DETREND
EMG_N=EMG_D(1:10:end); %EMG 1dato de cada 10 (3000=1S, 6000=2S)

E_rep1=(EMG_N(1:1:45)).'; E_med1=(EMG_N(46:1:90)).'; E_rep2=(EMG_N(91:1:135)).';
E_hig1=(EMG_N(136:1:180)).'; E_rep3=(EMG_N(181:1:225)).'; E_low1=(EMG_N(226:1:270)).';
E_rep4=(EMG_N(271:1:315)).'; E_med2=(EMG_N(316:1:360)).'; E_rep5=(EMG_N(361:1:405)).';
E_hig2=(EMG_N(406:1:450)).'; E_rep6=(EMG_N(451:1:490)).'; E_low2=(EMG_N(491:1:535)).';

%Correlaciones cruzadas y normalizadas para que el maximo sea 1
XX1=X1(51:1:end)-mean(X1); YY1=Y1(51:1:end)-mean(Y1); ZZ1=Z1(51:1:end)-mean(Z1);
X1_rep1=(XX1(1:1:45)).'; Y1_rep1=(YY1(1:1:45)).'; Z1_rep1=(ZZ1(1:1:45)).';
X1_med1=(XX1(46:1:90)).'; Y1_med1=(YY1(46:1:90)).'; Z1_med1=(ZZ1(46:1:90)).';
X1_rep2=(XX1(91:1:135)).'; Y1_rep2=(YY1(91:1:135)).'; Z1_rep2=(ZZ1(91:1:135)).';
X1_hig1=(XX1(136:1:180)).'; Y1_hig1=(YY1(136:1:180)).'; Z1_hig1=(ZZ1(136:1:180)).';
X1_rep3=(XX1(181:1:225)).'; Y1_rep3=(YY1(181:1:225)).'; Z1_rep3=(ZZ1(181:1:225)).';
X1_low1=(XX1(226:1:270)).'; Y1_low1=(YY1(226:1:270)).'; Z1_low1=(ZZ1(226:1:270)).';
X1_rep4=(XX1(271:1:315)).'; Y1_rep4=(YY1(271:1:315)).'; Z1_rep4=(ZZ1(271:1:315)).';
X1_med2=(XX1(316:1:360)).'; Y1_med2=(YY1(316:1:360)).'; Z1_med2=(ZZ1(316:1:360)).';
X1_rep5=(XX1(361:1:405)).'; Y1_rep5=(YY1(361:1:405)).'; Z1_rep5=(ZZ1(361:1:405)).';
X1_hig2=(XX1(406:1:450)).'; Y1_hig2=(YY1(406:1:450)).'; Z1_hig2=(ZZ1(406:1:450)).';
%X1_rep6=(XX1(451:1:490)).'; Y1_rep6=(YY1(451:1:490)).'; Z1_rep6=(ZZ1(451:1:490)).';
X1_low2=(XX1(491:1:535)).'; Y1_low2=(YY1(491:1:535)).'; Z1_low2=(ZZ1(491:1:535)).';

XX2=X2(51:1:end)-mean(X2); YY2=Y2(51:1:end)-mean(Y2); ZZ2=Z2(51:1:end)-mean(Z2);
X2_rep1=(XX2(1:1:45)).'; Y2_rep1=(YY2(1:1:45)).'; Z2_rep1=(ZZ2(1:1:45)).';
X2_med1=(XX2(46:1:90)).'; Y2_med1=(YY2(46:1:90)).'; Z2_med1=(ZZ2(46:1:90)).';
X2_rep2=(XX2(91:1:135)).'; Y2_rep2=(YY2(91:1:135)).'; Z2_rep2=(ZZ2(91:1:135)).';
X2_hig1=(XX2(136:1:180)).'; Y2_hig1=(YY2(136:1:180)).'; Z2_hig1=(ZZ2(136:1:180)).';
X2_rep3=(XX2(181:1:225)).'; Y2_rep3=(YY2(181:1:225)).'; Z2_rep3=(ZZ2(181:1:225)).';
X2_low1=(XX2(226:1:270)).'; Y2_low1=(YY2(226:1:270)).'; Z2_low1=(ZZ2(226:1:270)).';
X2_rep4=(XX2(271:1:315)).'; Y2_rep4=(YY2(271:1:315)).'; Z2_rep4=(ZZ2(271:1:315)).';
X2_med2=(XX2(316:1:360)).'; Y2_med2=(YY2(316:1:360)).'; Z2_med2=(ZZ2(316:1:360)).';
X2_rep5=(XX2(361:1:405)).'; Y2_rep5=(YY2(361:1:405)).'; Z2_rep5=(ZZ2(361:1:405)).';
X2_hig2=(XX2(406:1:450)).'; Y2_hig2=(YY2(406:1:450)).'; Z2_hig2=(ZZ2(406:1:450)).';
%X2_rep6=XX2(451:1:490); Y2_rep6=XX2(451:1:490); Z2_rep6=XX2(451:1:490);
X2_low2=(XX2(491:1:535)).'; Y2_low2=(YY2(491:1:535)).'; Z2_low2=(ZZ2(491:1:535)).';

XX3=X3(51:1:end)-mean(X3); YY3=Y3(51:1:end)-mean(Y3); ZZ3=Z3(51:1:end)-mean(Z3);
X3_rep1=(XX3(1:1:45)).'; Y3_rep1=(YY3(1:1:45)).'; Z3_rep1=(ZZ3(1:1:45)).';
X3_med1=(XX3(46:1:90)).'; Y3_med1=(YY3(46:1:90)).'; Z3_med1=(ZZ3(46:1:90)).';
X3_rep2=(XX3(91:1:135)).'; Y3_rep2=(YY3(91:1:135)).'; Z3_rep2=(ZZ3(91:1:135)).';
X3_hig1=(XX3(136:1:180)).'; Y3_hig1=(YY3(136:1:180)).'; Z3_hig1=(ZZ3(136:1:180)).';
X3_rep3=(XX3(181:1:225)).'; Y3_rep3=(YY3(181:1:225)).'; Z3_rep3=(ZZ3(181:1:225)).';
X3_low1=(XX3(226:1:270)).'; Y3_low1=(YY3(226:1:270)).'; Z3_low1=(ZZ3(226:1:270)).';
X3_rep4=(XX3(271:1:315)).'; Y3_rep4=(YY3(271:1:315)).'; Z3_rep4=(ZZ3(271:1:315)).';
X3_med2=(XX3(316:1:360)).'; Y3_med2=(YY3(316:1:360)).'; Z3_med2=(ZZ3(316:1:360)).';
X3_rep5=(XX3(361:1:405)).'; Y3_rep5=(YY3(361:1:405)).'; Z3_rep5=(ZZ3(361:1:405)).';
X3_hig2=(XX3(406:1:450)).'; Y3_hig2=(YY3(406:1:450)).'; Z3_hig2=(ZZ3(406:1:450)).';
%X3_rep6=(XX3(451:1:490)).'; Y3_rep6=(YY3(451:1:490)).'; Z3_rep6=(ZZ3(451:1:490)).';
X3_low2=(XX3(491:1:535)).'; Y3_low2=(YY3(491:1:535)).'; Z3_low2=(ZZ3(491:1:535)).';

% PROMEDIO DATOS POR SECCIONES
promEreposito=mean([E_rep1;E_rep2;E_rep3;E_rep4;E_rep5]);
promEmed=mean([E_med1;E_med2]);promEhig=mean([E_hig1;E_hig2]);
promElow=mean([E_low1;E_low2]);
promREPOSOACEL1X=std([X1_rep1;X1_rep2;X1_rep3;X1_rep4;X1_rep5]);
promREPOSOACEL1Y=mean([Y1_rep1;Y1_rep2;Y1_rep3;Y1_rep4;Y1_rep5]);
promREPOSOACEL1Z=mean([Z1_rep1;Z1_rep2;Z1_rep3;Z1_rep4;Z1_rep5]);
promREPOSOACEL2X=mean([X2_rep1;X2_rep2;X2_rep3;X2_rep4;X2_rep5]);

```

```

promREPOSOACEL2Y=mean([Y2_rep1;Y2_rep2;Y2_rep3;Y2_rep4;Y2_rep5]);
promREPOSOACEL2Z=mean([Z2_rep1;Z2_rep2;Z2_rep3;Z2_rep4;Z2_rep5]);
promREPOSOACEL3X=mean([X3_rep1;X3_rep2;X3_rep3;X3_rep4;X3_rep5]);
promREPOSOACEL3Y=mean([Y3_rep1;Y3_rep2;Y3_rep3;Y3_rep4;Y3_rep5]);
promREPOSOACEL3Z=mean([Z3_rep1;Z3_rep2;Z3_rep3;Z3_rep4;Z3_rep5]);
promX1med=mean([X1_med1;X1_med2]);promX1hig=mean([X1_hig1;X1_hig2]);promX1low=mean([X1_low1
;X1_low2]);
promY1med=mean([Y1_med1;Y1_med2]);promY1hig=mean([Y1_hig1;Y1_hig2]);promY1low=mean([Y1_low1;
Y1_low2]);
promZ1med=mean([Z1_med1;Z1_med2]);promZ1hig=mean([Z1_hig1;Z1_hig2]);promZ1low=mean([Z1_low1;
Z1_low2]);
promX2med=mean([X2_med1;X2_med2]);promX2hig=mean([X2_hig1;X2_hig2]);promX2low=mean([X2_low1
;X2_low2]);
promY2med=mean([Y2_med1;Y2_med2]);promY2hig=mean([Y2_hig1;Y2_hig2]);promY2low=mean([Y2_low1;
Y2_low2]);
promZ2med=mean([Z2_med1;Z2_med2]);promZ2hig=mean([Z2_hig1;Z2_hig2]);promZ2low=mean([Z2_low1;
Z2_low2]);
promX3med=mean([X3_med1;X3_med2]);promX3hig=mean([X3_hig1;X3_hig2]);promX3low=mean([X3_low1
;X3_low2]);
promY3med=mean([Y3_med1;Y3_med2]);promY3hig=mean([Y3_hig1;Y3_hig2]);promY3low=mean([Y3_low1;
Y3_low2]);
promZ3med=mean([Z3_med1;Z3_med2]);promZ3hig=mean([Z3_hig1;Z3_hig2]);promZ3low=mean([Z3_low1;
Z3_low2]);

```

```

% CORRELACION EMG - EJE X - PRIMER ACELEROMETRO
[CRUacel_reposoX1, CRUE_rep]= xcorr(promEreposo,promREPOSOACEL1X);
correlREPOSOACEL1X=xcorr(promEreposo,promREPOSOACEL1X);
[CRUX1_med1, CRUE_med1]= xcorr(promEmed,promX1med);
correlMEDACEL1X=xcorr(promEmed,promX1med);
[CRUX1_hig1, CRUE_hig1]= xcorr(promEhig,promX1hig); correlHIGACEL1X=xcorr(promEhig,promX1hig);
[CRUX1_low1, CRUE_low1]= xcorr(promElow,promX1low);
correlLOWACEL1X=xcorr(promElow,promX1low);
Rx1MED=corrcoef(promEmed,promX1med);Rx1HIG=corrcoef(promEhig,promX1hig);Rx1LOW=corrcoef(promElow,promX1low);

```

```

%CORRELACION EMG - EJE Y - PRIMER ACELEROMETRO
[CRUacel_reposoY1, CRUE_rep]= xcorr(promEreposo,promREPOSOACEL1Y);
correlREPOSOACEL1Y=xcorr(promEreposo,promREPOSOACEL1Y);
[CRUY1_med1, CRUE_med1]= xcorr(promEmed,promY1med);
correlMEDACEL1Y=xcorr(promEmed,promY1med);
[CRUY1_hig1, CRUE_hig1]= xcorr(promEhig,promY1hig); correlHIGACEL1Y=xcorr(promEhig,promY1hig);
[CRUY1_low1, CRUE_low1]= xcorr(promElow,promY1low);
correlLOWACEL1Y=xcorr(promElow,promY1low);
Ry1MED=corrcoef(promEmed,promY1med);Ry1HIG=corrcoef(promEhig,promY1hig);Ry1LOW=corrcoef(promElow,promY1low);

```

```

%CORRELACION EMG - EJE Z - PRIMER ACELEROMETRO
[CRUacel_reposoZ1, CRUE_rep]= xcorr(promEreposo,promREPOSOACEL1Z);
correlREPOSOACEL1Z=xcorr(promEreposo,promREPOSOACEL1Z);
[CRUZ1_med1, CRUE_med1]= xcorr(promEmed,promZ1med);
correlMEDACEL1Z=xcorr(promEmed,promZ1med);
[CRUZ1_hig1, CRUE_hig1]= xcorr(promEhig,promZ1hig); correlHIGACEL1Z=xcorr(promEhig,promZ1hig);
[CRUZ1_low1, CRUE_low1]= xcorr(promElow,promZ1low); correlLOWACEL1Z=xcorr(promElow,promZ1low);
Rz1MED=corrcoef(promEmed,promZ1med);Rz1HIG=corrcoef(promEhig,promZ1hig);Rz1LOW=corrcoef(promElow,promZ1low);

```

- **AREA DE FRECUENCIAS SIGNIFICATIVAS**

```

EMG_RAW=(EMG(501:1:end)); %signal EMG
bloq1=(EMG_RAW(2:1:834));
bloq2=(EMG_RAW(835:1:1667));
bloq3=(EMG_RAW(1668:1:2500));
[epREP,fREP]=xfft(EMG_RAW(1:end),100);figure(1);plot(fREP,epREP,'b'); grid on; %EMG
[epREPbloq1,fREPbloq1]=xfft(bloq1(1:end),100); %espectro bloque1
[epREPbloq2,fREPbloq2]=xfft(bloq2(1:end),100); %espectro bloque2
[epREPbloq3,fREPbloq3]=xfft(bloq3(1:end),100); %espectro bloque3
n=8; % num. de divisio
fb1_0=fREPbloq1(75:1:83);eb1_0=epREPbloq1(74:1:82); %intervalos pico1_bloque1
fb1_1=fREPbloq1(111:1:119);eb1_1=epREPbloq1(111:1:119); %intervalos pico2_bloque1
fb1_2=fREPbloq1(277:1:285);eb1_2=epREPbloq1(277:1:285); %intervalos pico3_bloque1
fb1_3=fREPbloq1(312:1:320);eb1_3=epREPbloq1(312:1:320); %intervalos pico4_bloque1
fb1_4=fREPbloq1(426:1:434);eb1_4=epREPbloq1(426:1:434); %intervalos pico5_bloque1
fb1_5=fREPbloq1(461:1:468);eb1_5=epREPbloq1(461:1:468); %intervalos pico6_bloque1

fb2_0=fREPbloq2(75:1:83);eb2_0=epREPbloq2(70:1:78); %intervalos pico1_bloque2
fb2_1=fREPbloq2(111:1:119);eb2_1=epREPbloq2(111:1:119); %intervalos pico2_bloque2
fb2_2=fREPbloq2(277:1:285);eb2_2=epREPbloq2(277:1:285); %intervalos pico3_bloque2
fb2_3=fREPbloq2(312:1:320);eb2_3=epREPbloq2(312:1:320); %intervalos pico4_bloque2
fb2_4=fREPbloq2(426:1:434);eb2_4=epREPbloq2(426:1:434); %intervalos pico5_bloque2
fb2_5=fREPbloq2(461:1:468);eb2_5=epREPbloq2(461:1:468); %intervalos pico6_bloque2

fb3_0=fREPbloq3(75:1:83);eb3_0=epREPbloq3(70:1:78); %intervalos pico1_bloque3
fb3_1=fREPbloq3(111:1:119);eb3_1=epREPbloq3(111:1:119); %intervalos pico2_bloque3
fb3_2=fREPbloq3(277:1:285);eb3_2=epREPbloq3(277:1:285); %intervalos pico3_bloque3
fb3_3=fREPbloq3(312:1:320);eb3_3=epREPbloq3(312:1:320); %intervalos pico4_bloque3
fb3_4=fREPbloq3(426:1:434);eb3_4=epREPbloq3(426:1:434); %intervalos pico5_bloque3
fb3_5=fREPbloq3(461:1:468);eb3_5=epREPbloq3(461:1:468); %intervalos pico6_bloque3

lim1_p0=6.73; lim2_p0=8.30; %limite del pico1
lim1_p1=10.74; lim2_p1=11.52; %limite del pico2
lim1_p2=26.95; lim2_p2=27.73; %limite del pico3
lim1_p3=30.37; lim2_p3=31.15; %limite del pico4
lim1_p4=41.50; lim2_p4=42.28; %limite del pico5
lim1_p5=44.92; lim2_p5=45.60; %limite del pico6

dxp0=(lim2_p0-lim1_p0)/n; %base de los rectangulos pico1
dxp1=(lim2_p1-lim1_p1)/n; %base de los rectangulos pico2
dxp2=(lim2_p2-lim1_p2)/n; %base de los rectangulos pico3
dxp3=(lim2_p3-lim1_p3)/n; %base de los rectangulos pico4
dxp4=(lim2_p4-lim1_p4)/n; %base de los rectangulos pico5
dxp5=(lim2_p5-lim1_p5)/n; %base de los rectangulos pico6

areap0_b1=eb1_0*dxp0; A0_b1=sum(eb1_0.*dxp1);%areas del pico1
areap1_b1=eb1_1*dxp1; A1_b1=sum(eb1_1.*dxp1);%areas del pico2
areap2_b1=eb1_2*dxp2; A2_b1=sum(eb1_2.*dxp2);%areas del pico3
areap3_b1=eb1_3*dxp3; A3_b1=sum(eb1_3.*dxp3);%areas del pico4
areap4_b1=eb1_4*dxp4; A4_b1=sum(eb1_4.*dxp4);%areas del pico5
areap5_b1=eb1_5*dxp2; A5_b1=sum(eb1_5.*dxp5);%areas del pico6

areap0_b2=eb2_0*dxp0; A0_b2=sum(eb2_0.*dxp0);%areas del pico1
areap1_b2=eb2_1*dxp1; A1_b2=sum(eb2_1.*dxp1);%areas del pico2
areap2_b2=eb2_2*dxp2; A2_b2=sum(eb2_2.*dxp2);%areas del pico3
areap3_b2=eb2_3*dxp3; A3_b2=sum(eb2_3.*dxp3);%areas del pico4
areap4_b2=eb2_4*dxp4; A4_b2=sum(eb2_4.*dxp4);%areas del pico5
areap5_b2=eb2_5*dxp2; A5_b2=sum(eb2_5.*dxp5);%areas del pico6

areap0_b3=eb3_0*dxp0; A0_b3=sum(eb3_0.*dxp0);%areas del pico1
areap1_b3=eb3_1*dxp1; A1_b3=sum(eb3_1.*dxp1);%areas del pico2

```

```

areap2_b3=eb3_2*dxp2; A2_b3=sum(eb3_2.*dyp2);%areas del pico3
areap3_b3=eb3_3*dyp3; A3_b3=sum(eb3_3.*dyp3);%areas del pico4
areap4_b3=eb3_4*dyp4; A4_b3=sum(eb3_4.*dyp4);%areas del pico5
areap5_b3=eb3_5*dyp5; A5_b3=sum(eb3_5.*dyp5);%areas del pico6

```

```

%promedio de las areas de los picos
prom_P0=((A0_b1+A0_b2+A0_b3)/3);
prom_P1=((A1_b1+A1_b2+A1_b3)/3);
prom_P2=((A2_b1+A2_b2+A2_b3)/3);
prom_P3=((A3_b1+A3_b2+A3_b3)/3);
prom_P4=((A4_b1+A4_b2+A4_b3)/3);
prom_P5=((A5_b1+A5_b2+A5_b3)/3);
%desviacion estandar
sd0=std([A0_b1 A0_b2 A0_b3]);
sd1=std([A1_b1 A1_b2 A1_b3]);
sd2=std([A2_b1 A2_b2 A2_b3]);
sd3=std([A3_b1 A3_b2 A3_b3]);
sd4=std([A4_b1 A4_b2 A4_b3]);
sd5=std([A5_b1 A5_b2 A5_b3]);
%ERROR ESTANDAR
EEP0=sd0/sqrt(3);
EEP1=sd1/sqrt(3);
EEP2=sd2/sqrt(3);
EEP3=sd3/sqrt(3);
EEP4=sd4/sqrt(3);
EEP5=sd5/sqrt(3);

```

- **T-STUDENT (ejemplo actividad Reposo pacientes Parkinson & Sanos)**

```

A1P1p=0.0077;
A2P1p=0.0093;
A3P1p=0.0097;
A1P1s=0.0065; A2P1s=0.0068; A3P1s=0.0065;
A4P1s=0.0073; A5P1s=0.0075; A6P1s=0.0073;
A7P1s=0.0010; A8P1s=0.0010; A9P1s=0.0011;
A10P1s=0.0073; A11P1s=0.0097; A12P1s=0.0084;
A13P1s=0.0069; A14P1s=0.0067; A15P1s=0.0068;
A16P1s=0.0085; A17P1s=0.0078; A18P1s=0.0086;
A19P1s=0.0064; A20P1s=0.0077; A21P1s=0.0068;
A22P1s=0.0086; A23P1s=0.0088; A24P1s=0.0085;
A25P1s=0.0081; A26P1s=0.0072; A27P1s=0.0081;
A28P1s=0.0059; A29P1s=0.0067; A30P1s=0.0062;
A31P1s=0.0075; A32P1s=0.0078; A33P1s=0.0077;
A34P1s=0.0068; A35P1s=0.0066; A36P1s=0.0062;

```

```

VECTOR1=[A1P1p A2P1p A3P1p];
VECTOR2=[A1P1s A2P1s A3P1s A4P1s A5P1s A6P1s A7P1s A8P1s A9P1s A10P1s A11P1s...
A12P1s A13P1s A14P1s A15P1s A16P1s A17P1s A18P1s A19P1s A20P1s A21P1s...
A22P1s A23P1s A24P1s A25P1s A26P1s A27P1s A28P1s A29P1s A30P1s A31P1s...
A32P1s A33P1s A34P1s A35P1s A36P1s];

```

```

[h,p,ci,stats] = ttest2(VECTOR1,VECTOR2)

```

ANEXO CIRCUITO Y FRECUENCIA EMG

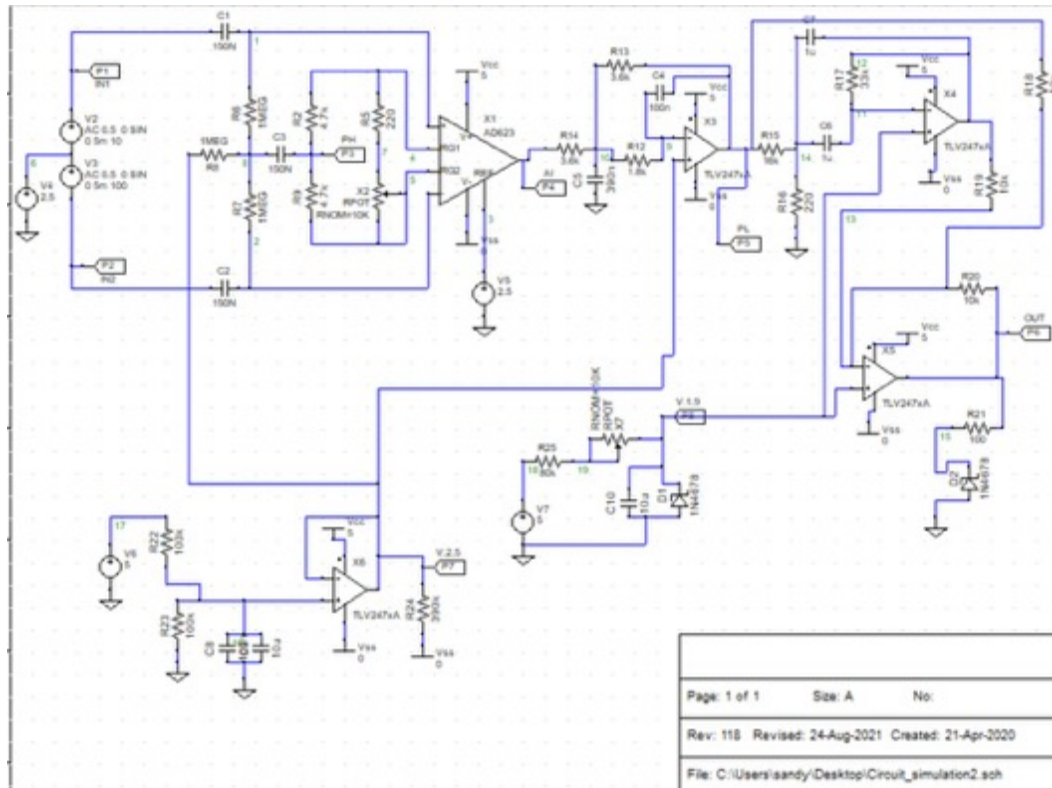


Fig. 60 Circuito EMG simulación TOPSPICE

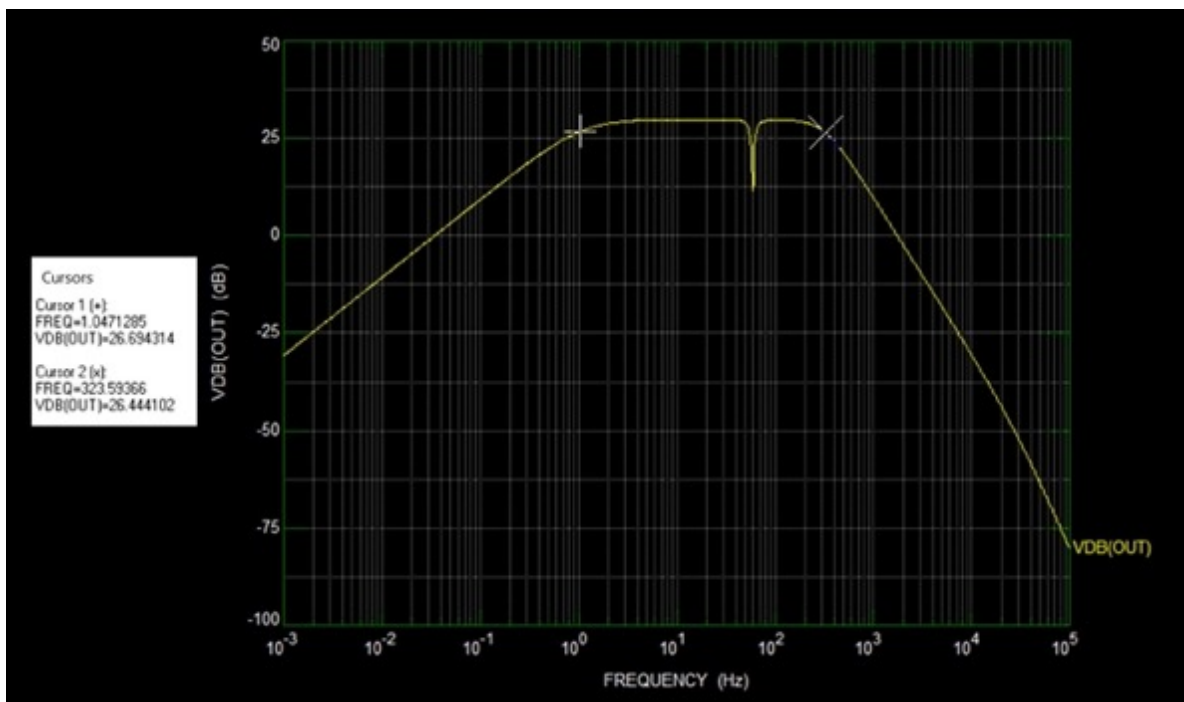


Fig. 61 Rango de frecuencia que trabaja el EMG

ANEXO CARTA CONSENTIMIENTO INFORMATIVO

Consentimiento informado para participar en el estudio de investigación bioelectrónica titulado “Detección de movimiento voluntario e involuntario en pacientes con afección motriz”

Investigador principal: Dr. Jesús Ángel Tapia López

Alicante: Sandra Luz Sainos González

Nombre del paciente: _____

A usted se le está invitando a participar en este estudio de investigación. Antes de decidir si participa o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados. Este proceso se conoce como consentimiento informado. Siéntase con absoluta libertad para preguntar sobre cualquier aspecto que le ayude a aclarar sus dudas al respecto. Una vez que haya comprendido el estudio y si usted desea participar, entonces se le pedirá que firme esta forma de consentimiento, de la cual se le entregará una copia firmada y fechada. (Enunciar brevemente cada uno de los apartados en un lenguaje no médico, accesible a todas las personas).

1. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.

Las enfermedades neurodegenerativas impactan negativamente en la calidad de vida de las personas, especialmente aquellas que sufren de algún padecimiento que afecte el control motor. Por lo que realizar investigaciones donde se estudie el origen de estos movimientos puede servir para proponer terapias de rehabilitación y mejorar la calidad de vida del paciente.

2. OBJETIVO DEL ESTUDIO A usted se le está invitando a participar en un estudio de investigación que tiene como objetivo estudiar cómo se diferencian los movimientos voluntarios y los involuntario respecto a las contracciones musculares que producen a cada uno de ellos

3. PROCEDIMIENTOS DEL ESTUDIO En caso de aceptar participar en el estudio se le realizarán algunas preguntas sobre usted, sus hábitos y sus antecedentes médicos, y se colocará un pequeño parche sobre su antebrazo y unas pequeñas cajitas con cables que contienen equipo especializado que en ningún modo afectará su movimiento. Se le pedirá que extienda su brazo para ponerlo lo más horizontal posible por un intervalo de 10 segundos. Seguido de un periodo de reposo de 10 segundos y una serie de flexiones y extensiones consecutivas a la velocidad que le sea cómoda.

4. RIESGOS ASOCIADOS CON EL ESTUDIO. No existe ningún tipo de riesgo en este estudio, debido a que todo registro es externo y con dispositivos perfectamente aislados de la corriente eléctrica.

6. ACLARACIONES

- Su decisión de participar en el estudio es completamente voluntaria.
- No habrá ninguna consecuencia desfavorable para usted, en caso de no aceptar la invitación.
 - Si decide participar en el estudio puede retirarse en el momento que lo desee, -aun cuando el investigador responsable no se lo solicite-, pudiendo informar o no, las razones de su decisión, la cual será respetada en su integridad.
 - No tendrá que hacer gasto alguno durante el estudio.
 - No recibirá pago por su participación.
 - En el transcurso del estudio usted podrá solicitar información actualizada sobre el mismo, al investigador responsable, o a la persona que le esté aplicando la prueba
 - La información obtenida en este estudio, utilizada para la identificación de cada paciente, será mantenida con estricta confidencialidad por el grupo de investigadores.
 - Si considera que no hay dudas ni preguntas acerca de su participación, puede, si así lo desea, firmar la Carta de Consentimiento Informado que forma parte de este documento.

7. CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, _____ he leído y comprendido la información anterior y mis preguntas han sido respondidas de manera satisfactoria. He sido informado y entiendo que los datos obtenidos en el estudio pueden ser publicados o difundidos con fines científicos. Convengo en participar en este estudio de investigación. Recibiré una copia firmada y fechada de esta forma de consentimiento.

Firma del participante o del padre o tutor

Fecha

Testigo 1

Fecha

Testigo 2

Fecha

Esta parte debe ser completada por el Investigador (o su representante):

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

Firma del investigador: _____



Fecha: _____