



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS DEL
INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

**UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA**

**“Optimización y validación del diseño electrónico de un electrodo activo para la
implementación en un wearable, utilizando electrodos secos de latón para el
registro de señales superficiales electromiográficas”**

Tesis que presenta

M. en C. José Antonio Ruvalcaba Granados

**Para obtener el grado de
DOCTOR EN CIENCIAS**

**En la especialidad de
Ingeniería Eléctrica**

**Director de la Tesis
Dr. Lorenzo Leija Salas**

Dedicatoria

A mis padres, Francisco y Martha.

A mis hermanos, Francisco y Martha.

A mis abuelos.

*Quienes han sido mi apoyo, guía y mentores para
lograr alcanzar mis sueños.*

Agradecimientos

Al Dr. Lorenzo Leija Salas por adoptarme como su alumno y ser mi guía y mentor por los últimos 8 años. Por darme la oportunidad y apoyo para alcanzar este sueño.

Al Dr. Roberto Muñoz Guerrero, que en paz descansa, quien me recibió como su alumno, me dio su amistad, un lugar en su laboratorio siempre y me guió a través del doctorado para ser mejor.

Al Dr. Arturo Vera Hernández, por su apoyo, comentarios y amistad brindados todos estos años en el laboratorio LAREMUS.

Al Dr. Pablo Rogelio Hernández Rodríguez, por su amistad brindada, apoyo, consejos y pláticas durante estos años en la sección.

Al Dr. Mario Ibrahin Gutiérrez Velasco por su amistad y apoyo brindado durante el doctorado.

A la Dra. Catherine Dißelhorst-Klug por brindarme su amistad y apoyo durante mi estancia doctoral en el departamento de Rehabilitación e Ingeniería de Prevención en el Instituto de Ingeniería Médica Aplicada en la Universidad RWTH en Aachen, Alemania.

A mis compañeros alemanes, Asaad, Sebastián, la Dra. Sybele Williams, Elmar Junker, Susanne, Astrid, que me brindaron su apoyo, conocimientos y amistad durante mi estancia en Alemania.

Al Instituto Nacional de Rehabilitación Guillermo Ibarra Ibarra por permitirnos utilizar el sistema de adquisición de señales sEMG Shimmer.

A los doctores miembros del jurado, Dr. Juan Manuel Gutiérrez Salgado, Dr. Carlos Alvarado Serrano, Dr. Arturo Vera Hernández y Dr. Mario Ibrahin Gutiérrez Velasco por las asesorías y facilidades prestadas.

A todos mis compañeros de la Sección de Bioelectrónica que a través de 7 años compartimos momentos inolvidables.

A todos mis compañeros del laboratorio LAREMUS con quienes compartí grandes momentos, frustraciones, conocimientos y aventuras a través de los 7 años vividos en el laboratorio.

A todos mis compañeros de las canchas deportivas en el centro (tenis, basquet, volley, futbol), con quienes pasé días y tardes inolvidables de buen compañerismo y amistad.

Al M. en C. Rubén Pérez y al M. en C. Hugo Zepeda por su amistad y apoyo técnico brindado a lo largo de estos años.

A los compañeros del taller de bioelectrónica por siempre estar dispuestos a ayudarme en cada proyecto.

A mi novia Elisa por haberme brindado su apoyo y comprensión durante la última etapa del doctorado.

A mis amigos Jorge, Laura y José, con quienes forjé una gran amistad, apoyo y compañerismo, con quienes viví grandes aventuras y complots durante mis años en la Ciudad de México.

A mis amigos Usiel y Fernando Alce, incondicionales a través de los años y la distancia y un gran apoyo en mi vida de posgrado.

A mis amigos y coaches de Burros Blancos Rugby Club, quienes han sido mis compañeros, amigos y soporte durante los últimos 7 años. Quienes me mostraron e introdujeron a este hermoso deporte de caballeros que se transformó en una parte crucial de mi vida y de mis valores.

Al consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo otorgado para la realización de mis estudios de doctorado y el apoyo de beca brindado para realizar la estancia doctoral.

Al Padre de Todo. Por permitirme llegar al final de este proyecto.

You want to know how I did it? This is how I did it, Anton:

I never saved anything for the swim back.

Vincent – Gattaca

*The All-Father wove the skein of your life a long time ago. Go and hide in a hole if you wish, but
you won't live one instant longer. Your fate is fixed. Fear profits a man nothing.*

Herger the Joyous – 13 warriors

Índice

Dedicatoria	i
Agradecimientos.....	ii
Índice	v
Índice de tablas.....	xvi
Abstract	xix
Capítulo I. Introducción.....	1
1.1 Introducción	1
1.2 Objetivos.....	5
1.2.1 General	5
1.2.2 Específicos	5
Capítulo II. Marco teórico.....	7
2.1 Estado del arte.....	7
2.1.1 Sistemas de adquisición de señales sEMG.....	7
2.1.2 Diseño de electrodos pasivos.....	9
2.1.5 Wearables (electrónica integrada a textiles o textiles inteligentes)	13
2.2 Trabajos relacionados desarrollados en el CINVESTAV -IPN	15
2.3 Marco teórico, la mano, señales sEMG y los sistemas de adquisición.....	19
2.3.1 Anatomía y biomecánica de la mano.....	19
2.3.2 Bio-señales (potenciales de acción y unidad motora de las fibras musculares).....	27
2.3.3 La señal electromiográfica (EMG).....	31
2.3.4 señales superficiales EMG (sEMG)	34
2.3.5 Crosstalk (cruce de señales).....	34
2.3.6 Tipos de electrodos para el registro de señales sEMG	35
2.3.6.1 Electrodos superficiales para registros de señales sEMG.....	35
Electrodos pasivos	35
Electrodos activos	36
2.3.7 Configuración de electrodos para el registro de señales sEMG	37

2.3.8	Textiles inteligentes para el registro de biopotenciales (Wearables)	38
2.3.9	Uso de las señales de EMG para el control de prótesis	40
2.3.10	Medición de la impedancia electrodo-piel	41
2.3.11	Recomendaciones del SENIAM para sistemas de adquisición de señales sEMG	44
2.3.11.1	Equipos para la detección de señales sEMG	45
2.3.11.2	Recomendaciones sobre los electrodos	47
2.3.11.3	Tabla resumen de las recomendaciones del SENIAM.	51
2.3.12	Procesamiento y análisis de señales sEMG	51
2.3.12.1	Métodos para extracción de características	52
2.3.12.2	Métodos para clasificación de patrones de movimientos de la mano .	55
	Clasificación con máquinas de soporte vectorial (SVM)	55
	Clasificación por el método del Vecino más cercano (KNN)	62
Capítulo III. Metodología seguida en la solución propuesta.		67
3.1	Planteamiento del problema	67
3.2	Propuesta de un textil inteligente (wearable) para el registro de señales sEMG	68
3.2.1	Propuesta de diseño de un electrodo activo	69
3.2.1.1	Propuesta del diseño de electrodos secos de latón	70
3.2.1.2	Validación de la propuesta de los electrodos secos	74
3.2.1.3	Innovación en el diseño electrónico de la etapa analógica del sistema de adquisición	75
3.2.1.4	Tarjeta datalog para la adquisición de datos.....	78
3.2.2	Pruebas de validación para el electrodo activo.....	84
3.2.2.1	Método de validación 1. Aplicando las recomendaciones europeas del SENIAM.....	85
3.2.2.2	Método de validación 2: Reproducibilidad del sensor con diversos sujetos de pruebas (2 canales, 11 sujetos de pruebas)	86
3.2.2.3	Método de validación 3: Comparación del valor de SNR contra un dispositivo comercial (1 canal, 1 sujeto de pruebas).....	94
3.2.2.4	Método de validación 4: Comparación del porcentaje de clasificación de 7 movimientos contra un sistema comercial (2 sensores, 3 sujetos de pruebas) ...	96

3.2.2	Fuente de alimentación	101
3.2.3	Diseño de la carcasa que contendrá al electrodo activo propuesto.....	101
Capítulo IV. Resultados experimentales y sus discusiones		104
4.1	Validación de los electrodos secos	104
4.1.1	Medición de la impedancia electrodo/piel	104
4.1.2	Prueba de irritabilidad del electrodo.....	105
4.2	Método de validación 1, validación del sistema analógico para la adquisición de señales sEMG mediante la medición de las recomendaciones europeas del SENIAM.....	107
4.3	Método de validación 2. Reproducibilidad del sensor con diversos sujetos de prueba (2 canales, 11 sujetos de pruebas)	112
4.4	Método de validación 3: Comparación del valor de SNR contra un dispositivo comercial (1 canal, 1 sujeto de pruebas).....	118
4.5	Método de validación 4. Comparación del porcentaje de clasificación de 7 movimientos contra un sistema comercial (2 sensores, 2 canales, 3 sujetos de pruebas)	
	122	
Capítulo V. Conclusiones y perspectivas		142
Productos académicos de la tesis.....		146
Referencias		148
Anexos		166

Índice de figuras

Figura 1. Músculos extrínsecos de la mano en el antebrazo. Músculo flexor (izquierda, músculo extensor (derecha) [72].	20
Figura 2. Cuatro grupos principales de músculos intrínsecos en la mano [72].	20
Figura 3. La mano en reposo [73].	21
Figura 4. Efecto del ángulo de la mano-antebrazo en la flexión de la muñeca y fuerzas de extensión y sobre las fuerzas de presión (prehensión). Figura superior, fuerzas máximas de la flexión y extensión de muñeca medidas en la unión carpometacarpal. Líneas gruesas, flexión (flexión volar); líneas claras, extensión (flexión dorsal). Líneas continuas, promedios; líneas punteadas, desviaciones estándar. Figura inferior, relación entre el ángulo de la mano del antebrazo y la fuerza de pretensión máxima medida entre el pulgar, el índice opuesto y el dedo medio agarrando un bloque de 1/2 pulgada. Línea continua, promedio; líneas punteadas, desviaciones estándar [73].	22
Figura 5. Articulación radiocarpiana, mediocarpiana, y carpometacarpiana (corte longitudinal). 1, radio. 2, lunatum. 3, hueso capitatum (grande). 4, tercer metacarpiano. 5 y 5', ligamentos meiocarpianos palmar y dorsal. 7 y 7', ligamentos radiocarpianos anterior y posterior [74].	25
Figura 6. Desplazamientos durante los movimientos de flexión y extensión de la mano del lunatum (semilunar) y del hueso capitatum (grande). 1 y 2, radio y ulna. 3, lunatum (semilunar). 4, 4' y 4'', hueso capitatum (grande). 5, 5' y 5'', tercer metacarpiano [74].	25
Figura 7. Desplazamientos en los movimientos de abducción y aducción de la mano del lunatum (semilunar) y del hueso capitatum (grande). 1 y 2, radio y ulna. 3, 3' y 3'', lunatum (semilunar). 4, 4' y 4'', hueso capitatum (grande). 5, 5', 5'', tercer metacarpiano [74].	26
Figura 8. Representación esquemática básica y sus componentes del mecanismo del control motor y unidad motora [77].	28

Figura 9. Registro computacional donde se observan los cambios en señales crudas de EMG registradas del músculo brachii del bíceps y la frecuencia correspondiente durante una activación muscular isométrica que varía linealmente con la fuerza [77].	29
Figura 10. (a) Modelo en serie y paralelo de la impedancia y admitancia eléctrica del contacto de los electrodos. Las partes reales e imaginarias de Z_s e YP son funciones de frecuencia y no representan resistencias y condensadores físicos clásicos. (b) Se indica un modelo físico simple de un contacto de electrodo (o de un par de electrodos) con la inclusión del potencial de celda media (o completa) (V_b) y del generador de ruido equivalente (V_n) [77].	42
Figura 11. Configuración del método de 3 electrodos (3EM) [123].	44
Figura 12. Hiperplanos de separación en un espacio bidimensional de un conjunto de ejemplos separables en dos clases: (a) ejemplo de hiperplano de separación. (b) otros ejemplos de hiperplanos de separación de entre los infinitos posibles [132].	56
Figura 13: Margen de un hiperplano de separación. (a) hiperplano de separación no-óptimo y su margen asociado (no máximo). (b) hiperplano de separación óptimo y su margen asociado (máximo) [132].	57
Figura 14. La distancia de cualquier ejemplo x_i , al hiperplano de separación óptimo viene dada por Dx_i/w . Si dicho ejemplo pertenece al conjunto de vectores soporte (identificados por siluetas sólidas), la distancia a dicho hiperplano será siempre $1/w$. Los vectores soporte aplicados a la función de decisión siempre cumplen que $Dx = 1$ [132].	59
Figura 15. Ejemplo de aplicación de algoritmo KNN básico [134].	64
Figura 16. Diagrama de flujo de la composición del wearable propuesto para el registro de señales sEMG.	69
Figura 17. Placa de componentes electrónicos del electrodo activo (AE) con dimensiones 25 X 18 mm.	70
Figura 18. Tamaño de electrodos y distancia entre electrodos, montados en la placa de PCB.	71

Figura 19. Electrodo de latón en forma de moneda utilizados para el registro de las señales sEMG. Tienen 9 mm de diámetro, 1 mm de grosor.....	72
Figura 20. Placa de los electrodos secos de latón montada en la silicona para integrar los sensores al wearable.....	73
Figura 21. Diagrama electrónico de la etapa de amplificación utilizando un amplificador de instrumentación INA128UA.....	76
Figura 22. Circuito integrador para corrección de offset con FC de 20 Hz.	77
Figura 23. Filtro pasa-bajas tipo Sallen-Key de ganancia unitaria con FC de 400 Hz.	77
Figura 24. Circuito sumador no inversor utilizado para pasar toda la señal registrada a valores positivos.	77
Figura 25. Diagrama completo de la propuesta de optimización del diseño electrónico de un electrodo activo donde se elimina el buffer de entrada y la etapa pre-amplificadora teniendo la etapa de amplificación como circuito de acoplamiento de impedancias. Se eliminaron los filtros pasa altas, utilizando el circuito integrador como corrector de offset y filtro pasa altas. Se elimino el uso del filtro eliminador de banda (notch) que elimina la banda de 60 Hz.	78
Figura 26. Tarjeta ESP-32 utilizada para la conversión análogo/digital y la comunicación USART con la computadora para el registro y almacenamiento de los datos.	79
Figura 27. Manga elástica que porta un adaptador para conectar la tarjeta ESP-232 y la fuente de poder que alimenta a los sensores.....	81
Figura 28. Diagrama de flujo del programa de la tarjeta ESP-32 para la adquisición de datos donde se lee la información proveniente de los sensores, se convierte de análogo a digital se transmite por el puerto serial. La frecuencia de muestreo está programada para 1 kHz....	82
Figura 29. Ventana Tera Term como interfaz de adquisición. Se utiliza esta ventana virtual ya que es posible grabar los datos adquiridos en un archivo .txt y permite mantener intacta la frecuencia de muestreo de 1 kHz.....	83
Figura 30. Ejemplo de uno de los archivos txt guardados con los datos adquiridos de dos sensores utilizando la ventana Tera Term.	83

Figura 31. Foto del wearable montado en el brazo y antebrazo para el registro de señales. Se muestra la tarjeta datalog de adquisición, 2 canales de adquisición con su carcasa de protección y la unidad de alimentación.....	84
Figura 32. Foto de 7 Movimientos.....	87
Figura 33. Diagrama de flujo del protocolo de registro de las señales utilizando la interfaz de la ventana virtual de TeraTerm®.....	89
Figura 34. Protocolo para el acondicionamiento de las señales en Matlab (pre-procesamiento).	92
Figura 35. Post-procesamiento de las señales utilizando Matlab. Cálculo del RMS para cada ventana de movimiento y las etapas de reposo para calcular el SNR de las señales.	93
Figura 36. Sensor Shimmer3 EMG. El Sistema es conectado a electrodos húmedos para realizar el sensado y transmite la información por medio de bluetooth al sistema principal.	94
Figura 37. Colocación de los electrodos húmedos de Ag/AgCl sobre el SP para la adquisición simultanea entre los dos sistemas (el sistema comercial Shimmer y el sensor propuesto).	95
Figura 38. Sistema comercial para la adquisición de señales sEMG Noraxon.	97
Figura 39. Diagrama de bloques del protocolo de validación 4 mediante la comparación del porcentaje de clasificación contra un sistema de adquisición comercial. Se obtiene su valor de amplitud máxima (característica en el dominio del tiempo) y se utilizan dos clasificadores para la identificación de movimientos, SVM y KNN.....	98
Figura 40. Método de ventaneo para la obtención de los valores MAV de cada movimiento. (A) Una sola ventana obteniendo el valor de MAV de la envolvente. (B) Promedio valores de MAV de ventanas de 100 ms.	100
Figura 41. Carcasa que protege el electrodo activo (50 X 20 X 10 mm), las paredes tienen un espesor de 1 mm. La carcasa es impresa en una impresora 3D en material de ABS.	102

Figura 42. Impedancia electrodo/piel con respecto de la frecuencia. Línea azul, respuesta del electrodo húmedo de Ag/AgCl. Línea naranja, respuesta del electrodo seco de latón propuesto.....	105
Figura 43. (A) Inspección del efecto del electrodo seco de latón a la piel después de 24 horas de uso continuo. (B) Inspección del efecto del electrodo seco de latón a la piel después de 8 días de uso continuo.	106
Figura 44. Flexión de muñeca registrada sobre el músculo palmar largo utilizando el sistema de adquisición propuesto. Se observa una amplitud entre 0 y 200 mVp-p.	108
Figura 45. Respuesta en frecuencia del electrodo activo. Se observa un ancho de banda de 20 – 450 Hz cuando la amplitud de la señal tiene una caída de -3 dB.	109
Figura 46. (a) Espectro de amplitud de la etapa de activación muscular de la señal obtenido calculando la FFT del movimiento de flexión de muñeca. (b) Espectro de amplitud de la etapa de reposo muscular de la señal obtenido calculando la FFT de la señal. Se observa la ausencia de la frecuencia de 60 Hz.	110
Figura 47. Ventanas de los registros de 4 movimientos, 2 canales, 1 SP, repetidos 15 veces cada movimiento. (A) abrir mano. (B) cerrar mano. (C) flexión de muñeca. (D) extensión de muñeca.....	114
Figura 48. Ventanas de los registros de 4 movimientos, 2 canales, 1 SP, repetidos 15 veces cada movimiento. (A) Pronar muñeca. (B) Supinar muñeca. (C) símbolo de OK.	115
Figura 49. Valores de SNR con su desviación estándar de las señales del canal 1 (CH1) con el protocolo para 11 sujetos de. (a) Valor de SNR promedio para cada movimiento entre los 11 sujetos. (b) Valor de SNR promedio para cada sujeto considerando los 7 movimientos.	116
Figura 50. Señales empalmadas de los movimientos de apertura y cierre de mano registrados con el sistema comercial Shimmer y el sistema propuesto. Las diferencias entre las señales se deben a las diferencias en la frecuencia de muestreo de cada sistema de adquisición.	119

Figura 51. Señales empalmadas de los movimientos de flexión y extensión de muñeca registrados con el sistema comercial Shimmer y el sistema propuesto. Las diferencias entre las señales se deben a las diferencias en la frecuencia de muestreo de cada sistema de adquisición.	119
Figura 52. Señales empalmadas de los movimientos de pronación y supinación de muñeca registrados con el sistema comercial Shimmer y el sistema propuesto. Las diferencias entre las señales se deben a las diferencias en la frecuencia de muestreo de cada sistema de adquisición.	120
Figura 53. Señales empalmadas del movimiento de cierre de pinza (o señal de OK) registrados con el sistema comercial Shimmer y el sistema propuesto. Las diferencias entre las señales se deben a las diferencias en la frecuencia de muestreo de cada sistema de adquisición.	120
Figura 54. Ventanas de 15 repeticiones por movimiento (apertura y cierre de mano y flexión y extensión de muñeca) para un solo SP. La línea roja corresponde a la envolvente de la señal calculada utilizando la transformada de Hilbert.	122
Figura 55. Ventanas de 15 repeticiones por movimiento (pronación y supinación de muñeca, pinza o símbolo de OK y estado de reposo del antebrazo) para un solo SP. La línea roja corresponde a la envolvente de la señal calculada utilizando la transformada de Hilbert.	123
Figura 56. Cluster de la relación de los valores MAV entre el canal 1 y el canal 2 de los 7 movimientos registrados. Cluster para 1 sujeto de pruebas.	124
Figura 57. Cluster de la relación de los valores MAV entre el canal 1 y el canal 2 de los 7 movimientos registrados. Cluster para 2 sujeto sde pruebas.	124
Figura 58. Cluster de la relación de los valores MAV entre el canal 1 y el canal 2 de los 7 movimientos registrados. Cluster para 3 sujetos de pruebas.	125
Figura 59. Clasificador SVM one vs all utilizando un kernel Gaussiano. Identificación del movimiento de apertura de mano. Los puntos rojos corresponden a la clase -1 y los puntos	

azules corresponden a la clase 1. Los círculos amarillos corresponden a los vectores soporte encontrados por el clasificador..... 126

Figura 60. Clasificador SVM one vs all utilizando un kernel Gaussiano. Identificación del movimiento de cierre de mano. Los puntos rojos corresponden a la clase -1 y los puntos azules corresponden a la clase 1. Los círculos amarillos corresponden a los vectores soporte encontrados por el clasificador..... 127

Figura 61. Clasificador SVM one vs all utilizando un kernel Gaussiano. Identificación del movimiento de flexión de muñeca. Los puntos rojos corresponden a la clase -1 y los puntos azules corresponden a la clase 1. Los círculos amarillos corresponden a los vectores soporte encontrados por el clasificador..... 128

Figura 62. Clasificador SVM one vs all utilizando un kernel Gaussiano. Identificación del movimiento de extensión de muñeca. Los puntos rojos corresponden a la clase -1 y los puntos azules corresponden a la clase 1. Los círculos amarillos corresponden a los vectores soporte encontrados por el clasificador. 129

Figura 63. Clasificador SVM one vs all utilizando un kernel Gaussiano. Identificación del movimiento de pronación de muñeca. Los puntos rojos corresponden a la clase -1 y los puntos azules corresponden a la clase 1. Los círculos amarillos corresponden a los vectores soporte encontrados por el clasificador. 130

Figura 64. Clasificador SVM one vs all utilizando un kernel Gaussiano. Identificación del movimiento de supinación de muñeca. Los puntos rojos corresponden a la clase -1 y los puntos azules corresponden a la clase 1. Los círculos amarillos corresponden a los vectores soporte encontrados por el clasificador. 131

Figura 65. Clasificador SVM one vs all utilizando un kernel Gaussiano. Identificación del movimiento de cierre de pinza o símbolo de OK. Los puntos rojos corresponden a la clase -1 y los puntos azules corresponden a la clase 1. Los círculos amarillos corresponden a los vectores soporte encontrados por el clasificador..... 132

Figura 66. Clasificación all vs all utilizando KNN mediante la aplicación de Matlab “Classification Learner” utilizando un K=10 y obteniendo los valores de MAV mediante ventaneo. El porcentaje de clasificación en este experimento es de 84.5%. 139

Índice de tablas

Tabla 1. Tabla resumen de las recomendaciones del SENIAM para sistemas de adquisición de señales sEMG [77].	51
Tabla 2. Tabla de oxidación de diversos metales. Perry's [136].	71
Tabla 3. Características del ESP-32.	80
Tabla 4. Especificaciones técnicas del sensor sEMG propuesto. Los datos cumplen las recomendaciones del SENIAM.	111
Tabla 5. Valores de SNR obtenidos de 7 diferentes movimientos de muñeca adquiridos con el Sistema de adquisición propuesto y el sistema comercial Shimmer®. Se muestran al final la DS de los valores de SNR de los 7 movimientos, para cada sistema de adquisición utilizado.	121
Tabla 6. Porcentajes de clasificación obtenidos de la matriz de confusión para los 7 movimientos, para el SP 1 utilizando SVM. (A) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema propuesto. (B) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema comercial Noraxon®.	133
Tabla 7 Porcentajes de clasificación obtenidos de la matriz de confusión para los 7 movimientos, para el SP 2 utilizando SVM. (A) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema propuesto. (B) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema comercial Noraxon®.	134
Tabla 8. Porcentajes de clasificación obtenidos de la matriz de confusión para los 7 movimientos, para el SP 3 utilizando SVM. (A) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema propuesto. (B) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema comercial Noraxon®.	135
Tabla 9. Porcentajes de clasificación promedio para los 3 SP obtenidos de la matriz de confusión para los 7 movimientos registrados. (A) porcentajes promedio de clasificación para los 3 SP obtenidos de las señales registradas con el sistema propuesto. (B) porcentajes	

promedio de clasificación para los 3 SP obtenidos de las señales registradas con el sistema comercial Noraxon®.	136
Tabla 10. Porcentajes de clasificación obtenidos de la matriz de confusión para los 7 movimientos, para los 3 sujetos de pruebas utilizando SVM. (A) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema propuesto. (B) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema comercial Noraxon®. ...	137
Tabla 11. Porcentaje de clasificación de 7 movimientos con los valores MAV simultáneos de los tres SP utilizando dos métodos distintos para la obtención de los valores MAV (a) mediante la envolvente de la señal y (b) obteniendo el valor promedio de valores MAV de ventanas de 100 ms. Estos valores son comparados entre los dos sistemas de adquisición antes mencionados.	139

Resumen

Convencionalmente se utilizan electrodos húmedos de Ag/AgCl para detectar y registrar señales sEMG. Sin embargo, al realizar este registro por largos periodos de tiempo el gel electrolítico se seca y la señal se va degradado con respecto del tiempo. Para resolver esto se utilizan electrodos secos, sin embargo, al no utilizar un gel electrolítico, la impedancia electrodo/piel se incrementa considerablemente. Para contrarrestar este inconveniente existen los electrodos activos (EA), los cuales consisten en integrar los electrodos secos directamente a una etapa electrónica de alta impedancia de entrada y baja impedancia de salida. Este trabajo, describe una propuesta de optimización de un electrodo activo integrado con electrodos secos de latón, para la adquisición continua de señales sEMG. El sensor está integrado a un brazalete elástico y flexible para formar el wearable (textil inteligente), el cual es validado mediante 4 métodos. El primero, sigue las recomendaciones del SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) que propone las características que debe de tener un sensor de señales sEMG para su buen funcionamiento. El segundo método, prueba la robustez del sensor al ser conectado a diferentes sujetos de prueba (SP) y compara estadísticamente, la variación en la calidad de las señales obtenidas. El tercer método, compara las señales obtenidas de 7 movimientos de muñeca registrados simultáneamente, contra un sistema comercial. El cuarto método compara la calidad de las señales registradas, al clasificar e identificar 7 movimientos de muñeca y comparando su eficiencia, con los porcentajes de clasificación de un sistema comercial. Se obtuvo una validación del EA y del funcionamiento del wearable para proveer señales de calidad, con un sistema de adquisición de señales sEMG que posee un CMRR de 96 dB, un ancho de banda de 20 – 450 Hz y una amplitud que provee señales de salida > 200 mVp-p. Todo esto sin la necesidad de una etapa pre-amplificadora o de buffers para el acoplamiento de impedancias, sin un filtro pasa-altas y sin un filtro notch para eliminar la banda de 60 Hz. La comparación de nuestro EA, que tiene una reducción de componentes electrónicos, contra dos sistemas comerciales, nos mostró que el sistema tiene un comportamiento comparable en calidad y rendimiento al sistema comercial, al no encontrar diferencias estadísticas en la varianza de la calidad de las señales en ambos sistemas. Finalmente, el wearable propuesto puede ser usado para el registro de señales sEMG para diagnóstico e identificación de movimientos de muñeca, que ayuden al control de prótesis mioeléctricas, sabiendo que su desempeño es comparable con los sistemas comerciales, que cumple con las recomendaciones del SENIAM y que los electrodos secos integrados no causan, aparentemente, efecto adverso a los SP.

Abstract

Conventional wet Ag/AgCl electrodes are conventionally used to detect and record sEMG signals. However, when performing this recording for long periods of time, the electrolytic gel dries, and the signal degrades with respect to time. Dry electrodes are used to solve this, however, by not using an electrolytic gel, the electrode/skin impedance is increased considerably. To counteract this drawback there are active electrodes (AE), which consist of integrating the dry electrodes directly to an electronic stage with high input impedance and low output impedance. This work describes a proposal for optimization of an integrated active electrode with dry brass electrodes, for the continuous acquisition of sEMG signals. The sensor is integrated into an elastic and flexible bracelet to form the wearable, which is validated by 4 methods. The first, follows the recommendations of the SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) that proposes the characteristics that a sEMG signal sensor must have for its proper operation. The second method tests the robustness of the sensor when connected to different test subjects (TS) and statistically compares the variation in the quality of the signals obtained. The third method compares the signals obtained from 7 wrist movements recorded simultaneously, against a commercial system. The fourth method compares the quality of the recorded signals, by classifying and identifying 7 wrist movements and comparing their efficiency, with the classification percentages of a commercial system. A validation of the AE and the operation of the wearable was obtained to provide quality signals, with a sEMG signal acquisition system that has a CMRR of 96 dB, a bandwidth of 20 - 450 Hz and an amplitude that provides output signals > 200 mVp-p. All this without the need for a pre-amplifier stage or buffers for impedance matching, without a high-pass filter and without a notch filter to eliminate the 60 Hz band. The comparison of our EA, which has a reduction of Electronic components, against two commercial systems, showed us that the system has a comparable behavior in quality and performance to the commercial system, by not finding statistical differences in the variance of the quality of the signals in both systems. Finally, the proposed wearable can be used to record sEMG signals for the diagnosis and identification of wrist movements, which help control myoelectric prostheses, knowing that their performance is comparable to commercial systems, which complies with SENIAM recommendations and that the integrated dry electrodes apparently do not cause an adverse effect on the TS.

Capítulo I. Introducción

1.1 Introducción

Una señal electromiográfica (EMG) es producto de la suma de la actividad eléctrica generada por las fibras musculares durante una contracción muscular. En particular, la electromiografía superficial (sEMG) permite adquirir la señal EMG de la actividad de las fibras musculares de una manera no-invasiva al colocar electrodos en contacto con la piel. La amplitud de estas señales está en el rango de 50 μ V a 30 mV con un ancho de banda de 20 – 450 Hz [1].

Los electrodos de superficie pueden ser catalogados en tres tipos: húmedos, secos y secos sin contacto. En la actualidad existen sistemas comerciales para el registro de señales sEMG como el Shimmer, Noraxon o Delsys, desarrollados para el diagnóstico de señales sEMG y no para monitoreo ambulatorio por prolongado periodo de tiempo. Estos dispositivos utilizan generalmente electrodos húmedos (el sistema Delsys utiliza electrodos secos). Estos sistemas de adquisición son muy buenos, sin embargo, requieren preparar previamente la piel para el registro (lavándola, frotar con alcohol e incluso rasurar la zona), y normalmente se requiere utilizar cinta adhesiva de grado médico para sujetar los electrodos a la piel. Para evitar estos problemas se han propuesto el uso de electrodos secos como una alternativa [2,3]; sin embargo, al eliminar el gel electrolítico del electrodo, la impedancia electrodo/piel incrementa considerablemente, y a su vez incrementa la interferencia del sistema debido a los artefactos de movimiento [4]. Para lograr reducir estos problemas se han propuestos diversos materiales metálicos para el

diseño de electrodos secos. Plata [5,6], cobre [7], acero inoxidable [5,8,9], acero inoxidable recubierto con nitrato de silicón [10], latón [5,9]. Los electrodos secos muestran niveles altos de ruido durante la fase de movimiento. Para resolver esto, los electrodos son conectados directamente a un buffer seguidor de voltaje que funciona como un acoplador de impedancias. A esto se le conoce como “Electrodo Activo” (EA). La baja impedancia de salida de un electrodo activo mitiga los artefactos motores, mejorando la calidad de la señal [11]. Muchos autores proponen el uso de una etapa pre-amplificadora como la etapa de acoplamiento de impedancias [11–13], sin embargo esto incrementa el número de componentes electrónicos en el diseño del sensor. En 2015 fue lanzada la Myo Armband [14]. Es una banda wearable para la adquisición de señales sEMG inalámbricas, de 8 canales y de bajo costo ~\$200 USD y no requiere preparación de la piel previa a su uso.

La ropa inteligente relacionada con la atención médica ofrece un gran potencial para la ubicación de sensores para mediciones no invasivas. Bandas para la cabeza, cuello, camisetas, calcetines, zapatos, cinturones para el pecho, el brazo, la muñeca y las piernas, todos proporcionan información teniendo en cuenta la proximidad a un órgano u otra fuente de señal biológica mientras asegura una adecuada ergonomía [15]. La electrónica elástica debe preferentemente tomar la forma del objeto al cual se integran. La tecnología hoy en día para desarrollar electrónica elástica se desarrollan placas electrónicas elásticas [16], microelectrónica elástica [17], polímeros conductivos [18]. Esta tecnología es aplicada a electrónicos vestibles (wearables) incorporados en la ropa. Al hacerlos circuitos electrónicos elásticos, se alcanza un máximo confort si la electrónica se comporta como el propio tejido [19]. Los sensores de tela pueden ser utilizados para electrocardiogramas (ECG) [20], electromiograma (EMG) [21] y electroencefalografía (EEG) [22,23]. Telas sensitivas

pueden sensar movimiento y al combinarse con sensores EMG pueden utilizarse para determinar el estado físico de los músculos [24].

La medición de la fuerza muscular es usualmente impráctico y muy difícil llevarla a cabo por un paciente con amputación. Esto motiva a evaluar características de la señal EMG de maneras que no están atadas a estimaciones de la fuerza muscular, sino a la calidad intrínseca de las características como señales de control para una prótesis en específico. El reconocimiento de movimientos es utilizado para transmitir información o controlar un dispositivo externo mediante la ejecución de movimientos específicos de un usuario. Decodificar gestos de la mano utilizando patrones de reconocimiento basado en bioseñales es importante para aplicaciones clínicas y de investigación así como sistemas de salud personalizados y el control activo de dispositivos protésicos [25]. La efectividad de un clasificador basado en señales EMG y algoritmos para el reconocimiento de patrones se basa en la efectiva implementación de 3 módulos que deben ser considerados al seleccionar un vector de características óptimo: pre-procesamiento, extracción de características y clasificación de patrones [26]. Muchos trabajos de investigación han explorado la extracción de características de señales sEMG para el reconocimiento de movimientos de la mano [27–35]. Un espacio de características EMG óptimo debe contener las siguientes propiedades: separación máxima de clases, robustes al ruido y poca complejidad computacional [31]. Algunos ejemplos de características en el dominio del tiempo son el valor promedio absoluto (MAV), valor promedio absoluto modificado (MMAV), raíz cuadrática media (RMS), varianza (VAR), longitud de la forma de onda (WL), cruce por cero (ZC), cambio de signo en la pendiente, amplitud de Wilson y métodos autorregresivos [26]. Diferentes clasificadores han demostrado ser métodos eficientes para el reconocimiento de patrones de señales sEMG, como Random Forests [36],

hiperdimensional [37], modelos ocultos de Markov [38], clasificador lineal de Bayes [39], máquinas de soporte vectorial (SVM) [40] y filtros Kalman [41].

En este trabajo se presenta una innovación en el tradicional amplificador electrónico para un electrodo activo. Esta nueva propuesta consiste en eliminar el uso de una etapa de filtrado pasa-altas (para cortar las frecuencias de 0 – 20 Hz), y la etapa de filtro notch para suprimir la frecuencia de 60 Hz. Con la optimización del diseño electrónico del AE, no es necesario implementar ninguna preparación a la piel antes de colocar los electrodos. Se desarrollaron 4 métodos para validar el electrodo activo propuesto como un sistema de adquisición de señales sEMG de calidad y que es adecuado para el monitoreo ambulatorio por periodos de tiempo de medio plazo (1 – 2 horas). En primer lugar, se asegura que el sensor propuesto cumple con las recomendaciones hechas por el SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) para dispositivos de adquisición de señales sEMG. También se comprueba la reproducibilidad de los datos entregados por el sistema registrando las señales de 11 sujetos de pruebas (SP) diferentes. Finalmente, se compara el sistema propuesto con dos sistemas de adquisición de señales EMG comerciales, el Shimmer3® EMG y el Noraxon ®. En el caso del primer sistema, se adquieren simultáneamente las señales de 7 movimientos de muñeca y se compara la calidad de las señales obtenidas entre ellos. En el caso del segundo sistema de registro, se adquiere una base de datos de 3 SP realizando 7 diferentes movimientos de muñeca y se compara el porcentaje de clasificación entregado por cada dispositivo. Esto permite observar tanto el rendimiento individual de cada dispositivo para clasificar movimientos de muñeca con la calidad entregada por cada sensor (AE), como de poder comparar la eficiencia del sensor propuesto con un sensor comercial validado. El objetivo de esta investigación es demostrar que la reducción de etapas en el diseño electrónico propuesto para los electrodos activos,

y que los electrodos secos de latón integrados trabajan adecuadamente para la adquisición de una base de datos de movimientos de muñeca; que tiene un bajo costo de producción y que es cómodo para el usuario. También, que el uso de electrodos secos de latón no causa irritación ni daño alguno a la piel durante los periodos de uso medio (1 – 2 horas). En el futuro, este dispositivo puede utilizarse para registrar movimientos de muñeca para ayudar a personas con el control de prótesis para amputaciones a nivel de desarticulación de mano.

1.2 Objetivos

1.2.1 General

Proponer un wearable (textil inteligente) capaz de registrar una base de datos de las señales de sEMG de los músculos que intervienen en 7 movimientos de la mano, utilizando una nueva propuesta de sensor activo; con una innovación en el diseño electrónico y una propuesta de electrodo seco.

1.2.2 Específicos

1. Construir un arreglo de electrodos secos, flexible y reutilizable para monitoreo multicanal.
2. Construir un sistema de adquisición de señales sEMG flexible, portable y reutilizable.

3. Integrar ambos circuitos en un solo sistema de monitoreo montado en los músculos correspondientes.
4. Obtener una base de datos de las señales sEMG de los músculos del antebrazo a 7 movimientos de muñeca.
5. Caracterización eléctrica de los electrodos secos de latón.
6. Validar el electrodo activo propuesto mediante los estándares establecidos por el SENIAM para sensores de sEMG.
7. Validar la robustez del wearable propuesto mediante la comparación de la calidad de la señal (SNR) en distintos SP.
8. Validar el wearable mediante la comparación de la calidad de la señal contra un sistema de adquisición comercial.
9. Validar el wearable mediante la comparación del porcentaje de clasificación de 7 movimientos de muñeca con un sistema comercial.

Capítulo II. Marco teórico

En el siguiente capítulo se presenta la situación actual del desarrollo técnico de la tecnología y diseño de wearables (textiles inteligentes) en la adquisición de señales sEMG con electrodos activos, así como el diseño y caracterización de electrodos húmedos y secos en la identificación de movimientos de la mano. En esta sección también, se hace un compendio de los trabajos relacionados con prótesis y electromiografía desarrollados en el laboratorio Laremus del CINVESTAV-IPN, en donde se muestra la cronología del proyecto de desarrollo de prótesis y tecnologías asociadas, ubicando la tesis aquí presentada de un nuevo wearable con el propósito de adquirir señales sEMG de mejor calidad y que sea portable. En este capítulo también se describe el marco teórico, detrás de la investigación para desarrollar el wearable aquí propuesto, como lo son las bases de la electromiografía superficial, los electrodos secos, qué son los wearables, tipos de wearables y para qué sirven, los métodos para la extracción de características de señales EMG, clasificadores para identificación de movimientos, y más información de este amplio campo del conocimiento.

2.1 Estado del arte

2.1.1 Sistemas de adquisición de señales sEMG

A continuación, se describen los últimos trabajos reportados sobre el diseño de sistemas para la adquisición de señales sEMG.

En 2004 M. Pozzo et al. desarrollaron un sistema de adquisición para el registro de EMG multicanal de 64 canales para prolongados periodos de tiempo con un sistema de adquisición de sEMG (datalogger) wearable, alimentado por baterías, con la capacidad de registrar señales independiente, con una autonomía de al menos 2 h de registro ininterrumpido [42].

En 2017 Simone Benatti et al. presentan el diseño de un controlador wearable (electrónica integrada a los textiles) de prótesis de mano basado en el reconocimiento intuitivo de gestos y una estrategia de control personalizada. El nodo portátil acciona directamente una mano poliarticulada e interactúa de forma inalámbrica con una puerta de enlace personal (es decir, un teléfono inteligente) para el entrenamiento y la personalización del algoritmo de reconocimiento. Buscan integrar un clasificador de movimientos embebido con una estrategia de control adaptada para una interacción intuitiva entre el usuario y la prótesis. Tras su análisis, demuestran que el enfoque combinado supera a los sistemas basados solamente en reconocimiento de patrones ya que busca la precisión de un algoritmo de clasificación y no solamente el control de movimientos. El sistema propuesto fue probado en sujetos sanos y amputados y comparado con repositorios de referencia. Los resultados muestran una tasa de error del 1.6% en el control de tiempo real de movimientos de la mano [43].

2.1.2 Diseño de electrodos pasivos

A continuación, se describen los últimos trabajos reportados sobre el diseño de electrodos húmedos, secos, capacitivos, serigrafeados, por fotolitografía, entre otros, utilizados para la adquisición de biopotenciales.

En 2010 Yu M. Chi et al. presentan un sistema inalámbrico de EEG/ECG con sensores sin contacto. Este sistema consiste en un conjunto de electrodos capacitivos manufacturado en un PCB convencional capaz de funcionar a través de tela y otros aislantes [44].

En 2011 Pascal Laferriere et al. compararon las señales sEMG obtenidas utilizando electrodos secos flexibles y un electrodo orbital propuesto, contra electrodos convencionales Ag/AgCl. Llevaron a cabo la comparación de las características de las señales, los efectos de preparar la piel y analizaron la relación impedancia-ruido. En los resultados muestran que ambos electrodos secos son comparables con los de Ag/AgCl al momento de detectar pequeñas y grandes contracciones musculares. Los resultados arrojan que ambos electrodos secos analizados tuvieron una sensibilidad comparable con la obtenida utilizando electrodos de Ag/AgCl convencionales. También muestran que el contenido de ruido y la impedancia son débilmente correlacionadas y los métodos de preparación de la piel no tuvieron ningún efecto positivo en la impedancia electrodo/piel [45].

En 2014 Gordon Mark Paul et al. proponen un wearable para electromiografía y electrooculografía buscando reducir la incomodidad y el tiempo de preparación en la investigación de electromiografía, rehabilitación y control computacional. Fabricaron una red de electrodos con un método de serigrafía sobre una banda textil, se conecta a la electrónica de manera externa mediante pistas flexibles también impresas con serigrafía [46].

En 2018 Momona Yagami et al. evalúan electrodos flexibles de oro basados en sistemas de sensores epidérmicos (ESS) para registro de señales sEMG por prolongado periodo de tiempo. Recolectaron información de señales sEMG e impedancia de ocho sujetos del ESS y electrodos clínicos estándar sobre músculos de la extremidad superior durante una contracción isométrica voluntaria máxima, prueba de rango dinámico de movimiento, prueba de Jebsen Taylor de funcionalidad de la mano y la prueba de caja y bloques (prueba funcional utilizada para la rehabilitación de miembros superiores) [47].

En 2018 Anusha A. S. et al. proponen una configuración de electrodos secos óptima para monitorear la actividad electrodérmica (EDA, Electrodermal activity) de la muñeca. Fabricaron electrodos de acero inoxidable, oro, plata y latón con geometría y dimensiones similares a los electrodos húmedos para clínica [5].

En 2019 Theresa Roland et al. describe una configuración de medición EMG capacitiva de baja potencia altamente estable que es adecuada para aplicaciones del mundo real. Compararon diversos sensores flexibles multi-capa de cobre y láminas aislantes [48].

2.1.3 Diseño de electrodos activos

A continuación, se describen los últimos trabajos relacionados con el diseño de electrodos activos para la adquisición de biopotenciales.

En 2007 Thomas Deyen et al. discuten las ventajas de utilizar un solo transistor como buffer para los electrodos de adquisición. Establecen que un solo transistor añade considerablemente menos ruido al compararlo con un amplificador operacional con el mismo consumo de potencia [49].

En 2007 Gonzalo A. García et al. introducen un estudio preliminar de un nuevo tipo de electrodo seco para evaluar su posible uso para realizar registros de señales sEMG por prolongados periodos de tiempo. Estas señales se utilizarán para controlar una prótesis artificial de manera no invasiva. Los electrodos son comparados con electrodos húmedos comerciales. El estudio indica que ambos electrodos medidos poseen valores de impedancia similares [50].

En 2011 Jiawei Xu et al. presentan un sistema de electrodo activo para adquisición de biopotenciales EEG sin gel. El sistema consiste en un amplificador frontal tipo chopper y un circuito final de modo común retroalimentado (CMFB). El amplificador chopper acoplado-CA emplea un impulso de impedancia de entrada y un recorte de offset digitalmente asistido [13].

En 2013 U. Imtiaz et al. presenta el diseño de un sensor miniaturizado para EMG con electrodos secos, de bajo costo y no invasivo apodado “sensor WB-EMG” [51].

En 2014 Federico N. Guerrero et al. presenta un sistema de medición de biopotenciales en tiempo real utilizando una PC. Utilizan electrodos activos y un circuito independiente que reduce el voltaje en modo común utilizando mediciones no diferenciales. El equipo utiliza una barrera de aislamiento compatible con normas médicas internacionales [52].

En 2015 Federico N. Guerrero et al. implementaron un sistema de adquisición multicanal de señales sEMG utilizando electrodos secos. Utilizando electrodos en forma de L, se obtuvieron mediciones de EMG espacialmente seleccionadas. Para obtener un rechazo de interferencia electromagnéticas utilizaron electrodos activos acoplados a un convertidor de alto rango dinámico [12].

En 2017 Jiawei Xu et al. realizan un resumen del estado del arte de la arquitectura de bio-amplificadores y el diseño de circuitos analógicos de bajo poder para la adquisición de EEG utilizando wearables, en particular de electrodos activos utilizando electrodos secos [11].

2.1.4 Identificación de movimientos de la mano

A continuación, se describen los últimos trabajos reportados sobre los algoritmos utilizados para la extracción de características y las máquinas de aprendizaje utilizadas en diversas investigaciones para la identificación de movimientos de la mano.

En 2015, Andres F. Ruiz-Olaya et al. compararon los algoritmos para el reconocimiento de patrones EMG con el propósito de decodificar movimientos de miembro superior. Los métodos de extracción de características obtenidos en el dominio del tiempo son el valor de amplitud máximo (MAV) y la raíz cuadrática media (RMS). El trabajo presentado muestra que un método de extracción de características simple combinado con un clasificador como análisis discriminante lineal (LDA) provee un desempeño óptimo para el control mioeléctrico en tiempo real. En sus resultados muestran que los algoritmos que utilizan información kinética junto a los datos de EMG son mejores al momento de clasificar 5 movimientos de miembro superior (reposo, flexión y extensión de muñeca y pronación y supinación del antebrazo), comparados con aquellos que solo usan datos EMG [53].

En 2013, Baqar Abbas et al. presentaron la identificación de 4 diferentes movimientos mediante el análisis de señales superficiales EMG en el antebrazo. Para

lograr reducir el ruido que se induce durante el registro, se aplica una limpieza de ruido utilizando wavelets con una wavelet madre tipo “Daubechies”. Los resultados de su experimento muestran una mejor clasificación utilizando las características proporcionadas al aplicar una etapa de limpieza de ruido [54].

2.1.5 Wearables (electrónica integrada a textiles o textiles inteligentes)

A continuación, se describen los últimos trabajos reportados sobre el diseño de wearable o textiles inteligentes relacionados con su implementación para el registro de biopotenciales.

En 2004 M. Pozzo et al. desarrollaron un sistema innovador de adquisición de señales EMG que comprenden un arreglo de 64 electrodos adhesivos para adquisición multicanal durante actividades, portable y amigable con el usuario, alimentado por baterías [42].

En 2008 Fabrice Axisa et al. desarrollaron diversas tecnologías roll-to-roll utilizando MID (dispositivos interconectados moldeados, por sus siglas en ingles) y PCB's de bajo costo para producir empaquetados suaves, elásticos y compatibles con el cuerpo humano. Esta tecnología se basa en una capa de sacrificio donde se establecen interconexiones en forma de serpiente. Las conexiones flexibles se conectan a islas rígidas donde los componentes SMD se encuentran soldados. Finalmente, todo el sistema es recubierto en una matriz de polímero, silicón o poliuretano [19].

En 2011 Pascal Laferriere et al. compararon las señales sEMG de electrodos secos flexibles y electrodos Orbital Research contra señales de electrodos convencionales de Ag/AgCl en el Instituto Fraunhofer para Ingeniería Biomédica (IBMT). Realizaron un análisis de impedancia-ruido, efectos de la preparación de la piel y comparación de las características de la señal [45].

En 2012 Liang Guo et al. fabricaron un arreglo de microelectrodos elásticos basado en PDMS (polidimetilsiloxano). El arreglo de microelectrodos es fabricado directamente con un sustrato rígido como los PCB's mediante un proceso de unión [55].

En 2014 Gordon Mark Paul et al. fabricaron una red de electrodos pasivos serigrafeados en una banda para la cabeza. Al utilizar esta banda, un arreglo de electrodos impresos hace contacto con la piel. Estos electrodos se conectan a un sistema electrónico EMG externo mediante pistas serigrafeadas flexibles. El sistema es utilizado para controlar un cursor o simular funciones de un teclado [46].

En 2014 A. Mason et al. reportaron el desempeño del material para textiles inteligentes SmartLife®. En particular, la respuesta de las pistas conductoras a frecuencias de microondas en la región de 9 kHz a 6 kHz, investigadas para sensado biomédico y transmisiones de señales [56].

En 2015 R. G. Scalisi et al. realizaron la primera impresión de una matriz de electrodos para EMG superficial de alta densidad (HD-sEMG) utilizando impresión por Inkjet. La impresión es realizada utilizando una tinta de plata comercial sobre un sustrato flexible Kapton ®. Las ventajas de este método de fabricación de electrodos utilizando tecnología Inkjet es el rápido desarrollo de prototipos y el rápido re-diseño de CAD de dispositivos personalizados [57].

En 2019 Ulysse Côté-Allard et al. desarrollaron en el Laboratorio de Microsistemas Biomedicos, en la Universidad de Laval en Quebec, Canadá, una banda mioeléctrica para el brazo, de 10 canales, inalámbrica, 1000 sps, de electrodos secos, de bajo costo (~150 USD) que también incluyen una unidad de medición inercial de 9 ejes. El sistema propuesto fue comparado con la banda mioeléctrica para brazo de Thalmic Labs®, la Myo Armband [58].

2.2 Trabajos relacionados desarrollados en el CINVESTAV -IPN

En la Sección de Bioelectrónica, en el CINVESTAV – IPN se han desarrollado diversos trabajos relacionados con el tema de análisis de señales EMG para el control de prótesis mioeléctricas.

En 1997 R. Muñoz et al [59] desarrollaron un electrodo implantable para registrar crónicamente el músculo esquelético. El electrodo consistía en dos cables Pt-Ir incrustados en un bloque de silicona. El electrodo se implantó en el músculo longissimus thoracis de un conejo. Se estudiaron los cambios de impedancia del electrodo implantado con respecto del tiempo. Después de aproximadamente dos meses, el valor de la impedancia del electrodo implantado se estabilizó. Con este trabajo se inicia una serie de proyectos orientado a la electromiografía y prótesis mioeléctricas que se llevan a cabo en la sección de Bioelectrónica en el CINVESTAV-IPN con el propósito de desarrollar prótesis similares o mejores a las diseñadas y comercializadas por Ottobock. Quitarles a las prótesis la imagen robotizada mediante predicción de movimientos menores a 100 ms mediante el desarrollo de

mejores sistemas de adquisición portables y novedosas propuestas de procesamiento de señales y máquinas de aprendizaje. Estos proyectos son relatados a continuación.

En 2002 Apolo Zeuz et al [60]. propusieron el diseño y construcción de una prótesis mecánica para reemplazar una extremidad por encima del codo con una topología en paralela con actuadores lineales con al menos dos actuadores funcionando simultáneamente mientras que los actuadores que no participan en el movimiento del codo proporcionan soporte estructural.

En 2003 Leon Ponce et al [61] desarrollaron un sistema para la identificación de siete movimientos de muñeca de señales sEMG obtenidas sobre el antebrazo. Utilizaron redes neuronales artificiales para clasificar e identificar patrones relacionados entre las señales EMG y la posición final de la mano. En 2012 [62] proponen un sistema que ahora identifique 27 movimientos de miembro superior para el control simultáneo de un brazo virtual de tres grados de libertad. Se utilizaron características de las señales en el dominio del tiempo y la frecuencia y se utilizaron tres tipos de clasificadores (análisis discriminante lineal, LDA, redes neuronales artificiales, ANN y máquinas de soporte vectorial, SVM).

En 2010 Antonio Barraza et al [63] desarrollaron un sistema de entrenamiento virtual para el control de prótesis mioeléctricas simulando una prótesis de miembro superior con amputación por encima del codo. El algoritmo de control era generado de un solo canal diferencial de EMG detectando tres niveles de fuerza. Los sujetos de prueba recibían una retroalimentación visual para entrenar con el sistema. En 2016 [64] desarrollaron un Sistema ambulatorio para el análisis de movimiento del brazo. El Sistema provee información referente a la posición y orientación del brazo, lo que permite monitorear, reproducir y seguir el movimiento de hombro mediante

la medición del rango de movimiento al momento de que el miembro superior realiza una elevación.

En 2010 Alberto Demian et al [65] construyeron un sistema de control de movimiento de una prótesis trans-humeral de cuatro grados de libertad, el cual consistía en cuatro circuitos cicloconvertidores, una tarjeta de poder y un circuito principal con un microcontrolador DSP de 16 bits.

En 2011 Pedro Marquez et al [66] desarrollaron un sistema automatizado para decomponer señales mioeléctricas utilizando wavelets y máquinas de soporte vectorial como sistema de clasificación. El sistema es capaz de clasificar las señales incluso al añadirle ruido simulado.

En 2011 Alfredo Ramirez et al [67] proponen mover una prótesis de miembro superior utilizando actuadores con un arreglo de ángulos medidos durante diferentes actividades como el tomar agua, saludar con la mano, contestar el teléfono, abrir la puerta y servir un vaso de agua de una jarra.

En 2012 Alvaro Altamirano et al [68] propusieron un prototipo de una mano artificial con 5 grados de libertad, con dimensiones antropomórficas y antropométricas. Propusieron una prótesis modular que puede ser colocada en diferentes tipos de conectores de prótesis. El trabajo se basa en características anatómicas y biomecánicas y funciones de la mano para desarrollar el movimiento de agarre por parte de los dedos. En 2017 [41] propusieron un procedimiento para analizar señales sEMG multicanal utilizando la transformada wavelet, la transformada Hilbert – Huang y métodos de filtrado como los filtros Kalman y Göertzel como técnicas para detectar, medir, filtrar y descomponer las señales sEMG para identificar patrones en tiempo y frecuencia, espacio o combinación para movimientos de flexión-extensión de los dedos de la mano utilizando los músculos

superficiales para lograr predecir movimientos de la mano y así lograr reducir el costo computacional.

En 2014 Michele Pla et al [69] propusieron una clasificación novedosa de movimientos de miembro superior mediante el análisis del estado transitorio de la contracción muscular utilizando parámetros de Hjorth. Con esta propuesta lograron identificar movimientos con una precisión del 95%, sugiriendo la existencia de información altamente relevante en la parte dinámica de la contracción muscular para ser capaz de proponer esquemas de control mioeléctrico a partir de su análisis.

En 2015 Antonio Ruvalcaba et al [70] desarrollaron un electrode active capaz de adquirir señales superficiales EMG utilizando una propuesta de doble referencia para suprimir el ruido.

En 2017 Armando Contreras et al [71] desarrollaron un sistema ambulatorio para analizar los movimientos de miembro superior. Desarrollaron y fabricaron tarjetas de sensado con sensores inerciales y un DsPic para adquirir datos y procesamiento. También implementaron una comunicación RF para transmitir los datos entre las demás tarjetas de sensado, para poder establecer el sistema como ambulatorio.

El propósito de este trabajo es desarrollar un sistema de monitoreo ambulatorio miniatura para integrarse a una prenda de vestir, un electrodo activo para la adquisición de señales superficiales EMG para así lograr obtener una base de datos robusta de las señales del antebrazo de movimientos de muñeca y dedos para así lograr realizar un procesamiento de señales EMG más limpio y rápido. Se busca comprobar que el dispositivo de adquisición de señales sEMG propuesto sea capaz de adquirir bases de datos de señales sEMG comparables y repetible sin importar el sujeto de prueba que utiliza el dispositivo. Como parte del experimento se caracterizan los electrodos secos de latón para asegurar su correcto funcionamiento

como electrodos de sensado sobre la piel. También se reportan cuatro métodos para la validación del sistema desarrollado, asegurando que el sensor entregará señales de calidad y confiables para ser analizadas.

2.3 Marco teórico, la mano, señales sEMG y los sistemas de adquisición

2.3.1 Anatomía y biomecánica de la mano

El análisis de las características de la mano requiere una comprensión de las características sensoriales y mecánicas. Los músculos flexores surgen del epicóndilo medial del húmero, en la parte superior del brazo o de la superficie volar del radio y el cúbito, y luego se desplazan hacia el interior del antebrazo. En la muñeca, los tendones flexores pasan a través del túnel carpiano limitado dorsalmente por los huesos del carpo y en la superficie volar por el ligamento transversal del carpo. Los músculos extensores tienen su origen en el cúbito y descienden por el lado dorsal del antebrazo (Figura 1). El ligamento dorsal del carpo guía los tendones extensores en la muñeca, donde están dispuestos en seis compartimentos tendinosos. Los músculos que tienen su origen e inserción dentro de la mano se conocen como los músculos intrínsecos de la mano y existen cuatro grupos de estos (Figura 2) [72].



Figura 1. Músculos extrínsecos de la mano en el antebrazo. Músculo flexor (izquierda, músculo extensor (derecha) [72].

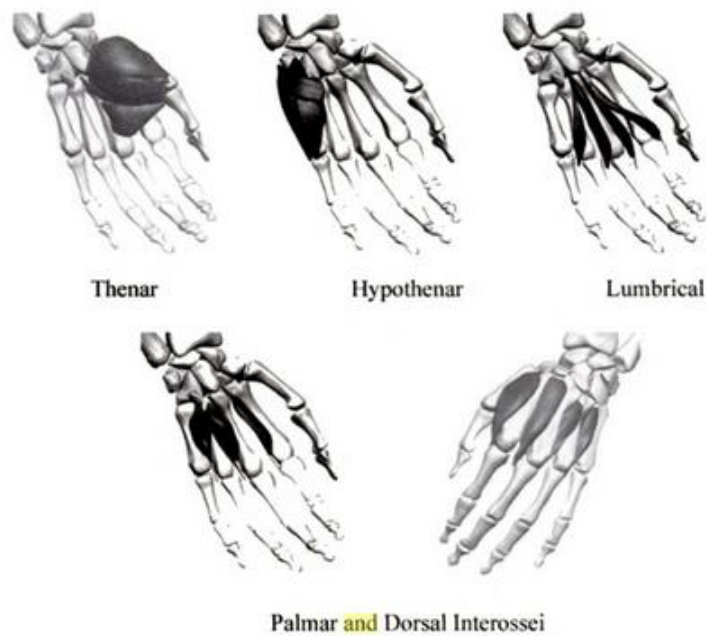


Figura 2. Cuatro grupos principales de músculos intrínsecos en la mano [72].

La mano en reposo

La mano en reposo asume una postura característica que se ve fácilmente cuando la mano cuelga flojamente de lado. La muñeca en reposo toma una posición media, que, con respecto al eje extendido del antebrazo, tiene una dorsiflexión de 35 grados. (Figura 3). Esta es la posición de mayor fuerza prensil (Figura 4 abajo). La posición media para la flexión radial o cubital es tal que el centro de la articulación metacarpofalángica del dígito III se encuentra en el plano sagital extendido de la muñeca (Figura 3) [73].

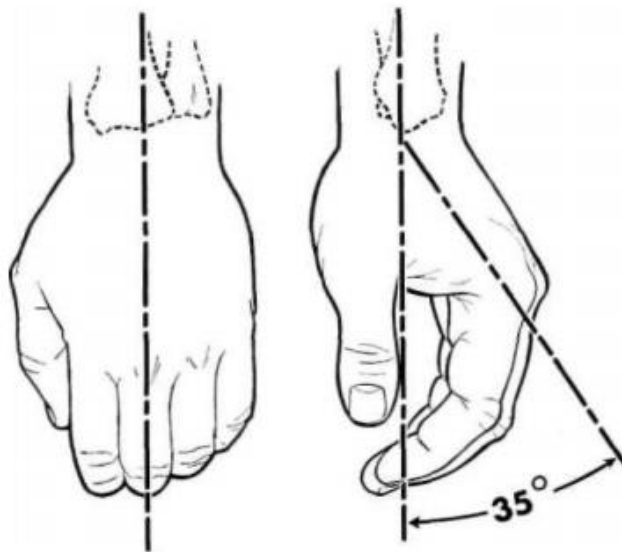


Figura 3. La mano en reposo [73].

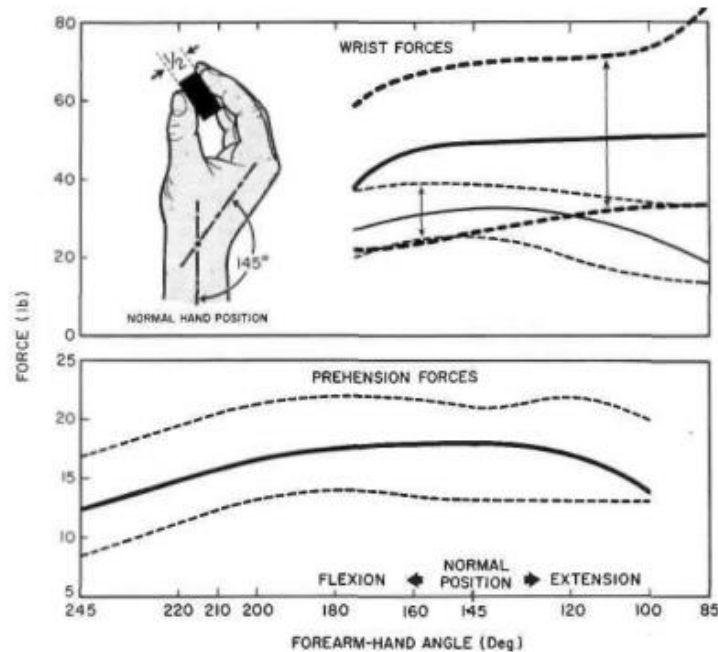


Figura 4. Efecto del ángulo de la mano-antebrazo en la flexión de la muñeca y fuerzas de extensión y sobre las fuerzas de presión (prehensión). Figura superior, fuerzas máximas de la flexión y extensión de muñeca medidas en la unión carpometacarpal. Líneas gruesas, flexión (flexión volar); líneas claras, extensión (flexión dorsal). Líneas continuas, promedios; líneas punteadas, desviaciones estándar. Figura inferior, relación entre el ángulo de la mano del antebrazo y la fuerza de pretensión máxima medida entre el pulgar, el índice opuesto y el dedo medio agarrando un bloque de 1/2 pulgada. Línea continua, promedio; líneas punteadas, desviaciones estándar [73].

Inervación motora y sensorial de los músculos

Los músculos y la piel de la mano están inervados por los nervios radial, mediano y cubital. El nervio radial inerva el extensor de la mano y el abductor del pulgar, por lo que su función motora primaria es inervar los músculos que extienden la muñeca y las articulaciones metacarpofalángicas que abducen y extienden el pulgar. El

nervio mediano inerva el flexor de la muñeca y los dedos, los músculos abductores y oponentes del pulgar, y el primer y segundo lumbrical. El nervio cubital inerva todos los demás músculos intrínsecos de la mano. La muñeca y la mano reciben su suministro de sangre de las arterias radial y cubital, que corren paralelas a los huesos y entran en la mano a través del túnel flexor [72].

Acción de los músculos del antebrazo

1. Músculos flexores. Son el flexor radial del carpo [palmar mayor], el palmar largo [menor] y el flexor ulnar del carpo [cubital anterior]. El palmar largo [menor] es el menos potente de los tres. La flexión directa necesita la acción simultánea del flexor radial del carpo [palmar mayor] y del flexor ulnar del carpo [cubital anterior]. Las flexiones hacia el borde ulnar o hacia el borde radial del antebrazo son provocadas por la acción predominante de uno u otro músculo. Los flexores de los dedos actúan en la flexión de la mano sobre el antebrazo [74].
2. Músculos extensores. Son los extensores radial corto y largo del carpo [primero y segundo radial externo] y el extensor ulnar del carpo [cubital posterior]. El extensor más directo es el extensor radial corto del carpo [segundo radial]. El extensor largo del carpo [primer radial] es extensor-abductor, mientras que el extensor ulnar del carpo [cubital posterior] es extensor-aductor. Los músculos extensores de los dedos contribuyen

igualmente a la extensión de la mano. La contracción sinérgica de estos músculos fija la mano; es el tiempo previo a todo gesto de prensión [74].

Anatomía funcional de la mano

Dos articulaciones permiten los movimientos de la mano: la articulación radiocarpiana y la articulación mediocarpiana.

1. Flexión y extensión (Figura 5 y 6). En la flexión, la palma de la mano es dirigida hacia la cara anterior del antebrazo. La extensión es el movimiento inverso. De la flexión máxima a la extensión máxima, el movimiento alcanza una amplitud de 180°. Los movimientos de la inclinación lateral pueden asociarse a la flexión y a la extensión, excepto cuando esta llega a su posición extrema [74].

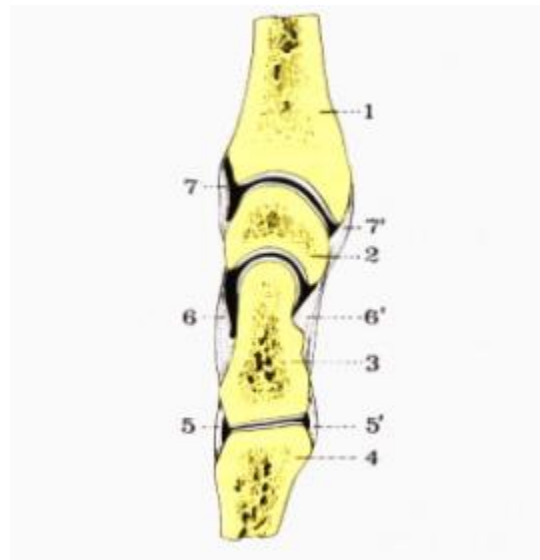


Figura 5. Articulación radiocarpiana, mediocarpiana, y carpometarpiana (corte longitudinal). 1, radio. 2, lunatum. 3, hueso capitatum (grande). 4, tercer metacarpiano. 5 y 5', ligamentos meiocarpianos palmar y dorsal. 6 y 6', ligamentos meiocarpianos palmar y dorsal. 7 y 7', ligamentos radiocarpianos anterior y posterior [74].

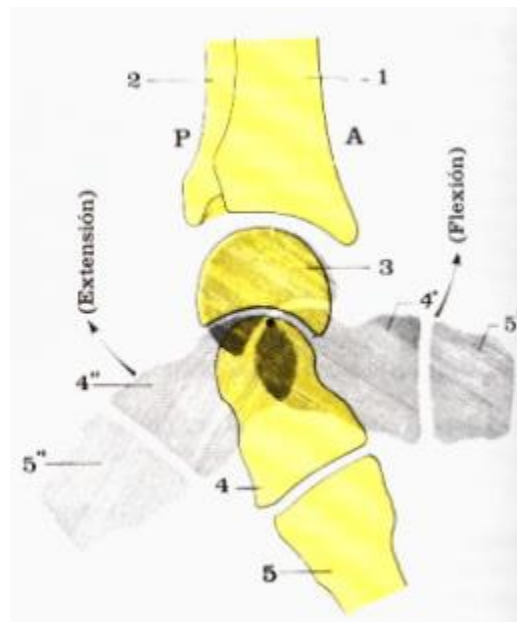


Figura 6. Desplazamientos durante los movimientos de flexión y extensión de la mano del lunatum (semilunar) y del hueso capitatum (grande). 1 y 2, radio y ulna. 3, lunatum (semilunar). 4, 4' y 4'', hueso capitatum (grande). 5, 5' y 5'', tercer metacarpiano [74].

2. Inclinationes laterales (Figura 7). Se distingue la inclinación medial, ulnar o aducción y la inclinación lateral, radial o abducción. Estos movimientos se efectúan alrededor de un eje anteroposterior común que pasa por el centro de la cabeza del hueso capitato [grande]. En estos movimientos, la articulación radiocarpiana es más solicitada que la mediocarpiana. Estos movimientos están limitados por la tensión de los ligamentos colaterales ulnar y radial [74].

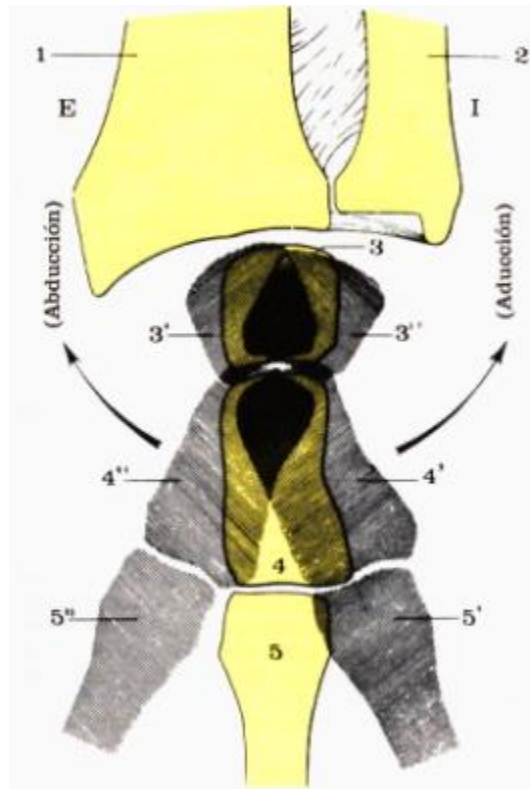


Figura 7. Desplazamientos en los movimientos de abducción y aducción de la mano del lunatum (semilunar) y del hueso capitatum (grande). 1 y 2, radio y ulna. 3, 3' y 3'', lunatum (semilunar). 4, 4' y 4'', hueso capitatum (grande). 5, 5' y 5'', tercer metacarpiano [74].

3. Circunducción. Este movimiento resulta de la ejecución sucesiva de los cuatro movimientos precedentes [74].

2.3.2 Bio-señales (potenciales de acción y unidad motora de las fibras musculares)

La unidad funcional básica de un sistema neuromuscular es la unidad motora, la cual comprende una motoneurona, incluyendo sus dendritas y axones, y las fibras musculares inervadas por los axones [75]. La neurona motora se encuentra en el asta ventral de la médula espinal o en el tronco encefálico, donde recibe entradas sensoriales y descendentes de otras partes del sistema nervioso [1]. A la población de neuronas motoras que inervan un solo músculo se le conoce como núcleo motor o grupo de motoneuronas.

La unidad motora (MU) es considerada como la vía común final en que las entradas sensoriales y descendentes convergen en una sola neurona que descarga una señal de activación a las fibras musculares que inerva [75]. La corriente de membrana neta inducida en una motoneurona por los diversos sitios de inervación sináptica determina el patrón de descarga (disparo) de la unidad motora y, por lo tanto, la actividad de la MU. El número de MU por músculo en humanos puede variar de aproximadamente 100, para un músculo pequeño de la mano, a 1000 o más para los músculos grandes de las extremidades [76]. Diagramas esquemáticos simplificados del sistema motor central y el concepto de la unidad motora se presentan en la Figura 8.

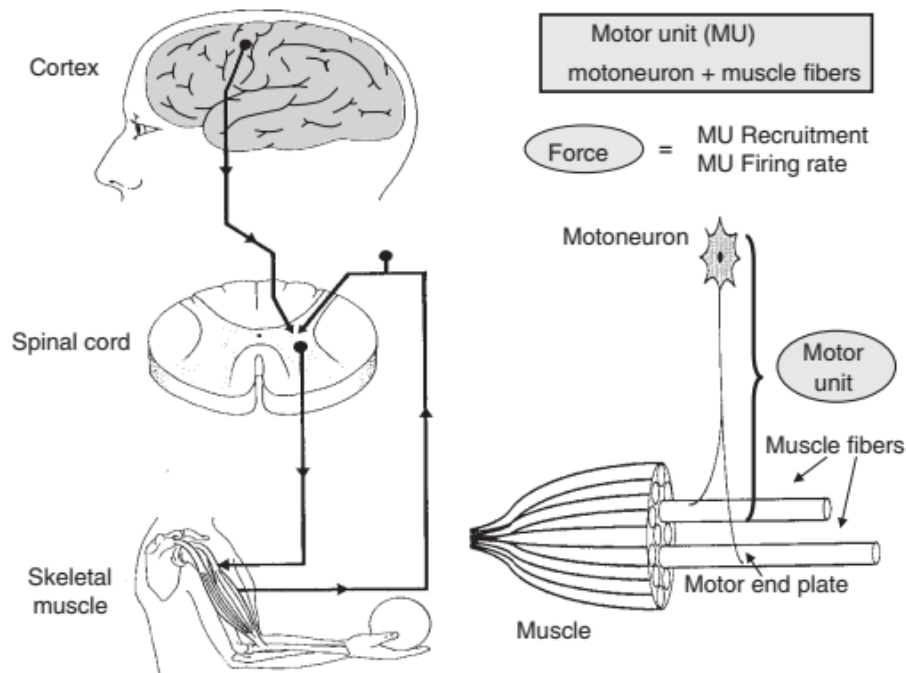


Figura 8. Representación esquemática básica y sus componentes del mecanismo del control motor y unidad motora [77].

El reclutamiento de unidades motoras y la frecuencia de disparo dependen principalmente del nivel de fuerza y de la velocidad de contracción (CV) [77]. Cuando se reclutan MU de umbral bajo da como resultado una contracción muscular caracterizada por capacidades de generación de baja fuerza y alta resistencia a la fatiga. Con requisitos para una mayor fuerza y/o contracción más rápida, se reclutan MU fatigables de umbral alto [76,78].

En los músculos de las extremidades humanas, el territorio medio de la unidad motora tiene una forma redonda irregular con un diámetro de aproximadamente 10 mm [79,80].

La Figura 9 representa un conjunto típico de señales brutas de EMG de superficie, éstas registran junto con la curva de fuerza correspondiente durante la contracción muscular isométrica [77]. También se muestran los datos espectrales de potencia de frecuencia de EMG de superficie. El aumento en la amplitud de EMG podría representar el reclutamiento de MU y/o la modulación de frecuencia de disparo de MU, mientras que el aumento de la frecuencia media (MPF) del espectro de potencia, podría representar el reclutamiento adicional de MU de umbral alto que posean grandes y agudos picos, que afectan a las bandas de alta frecuencia del espectro de potencia de EMG de superficie [81].

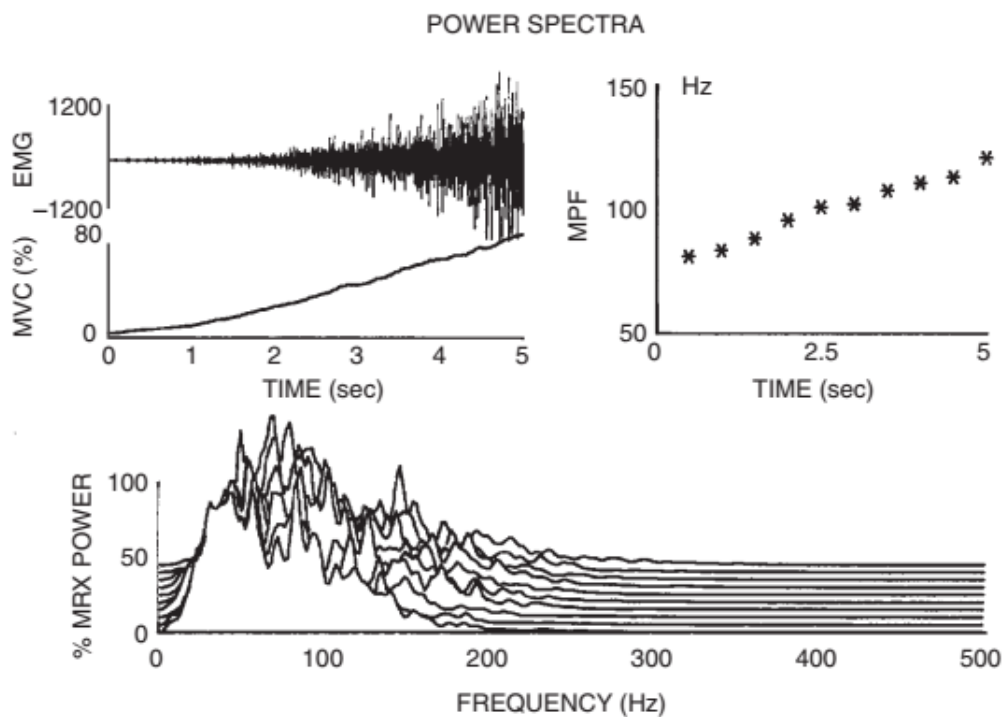


Figura 9. Registro computacional donde se observan los cambios en señales crudas de EMG registradas del músculo brachii del bíceps y la frecuencia correspondiente durante una activación muscular isométrica que varía linealmente con la fuerza [77].

En términos fisiológicos, todas las fibras musculares de una unidad motora funcionan al unísono; es decir que todas se descargan sincrónicamente al llegar un impulso nervioso a lo largo del axón y a través de sus ramas terminales a las placas terminales del motor [77]. La fuerza producida por una unidad muscular grande depende de su número de inervaciones. La habilidad de medir la precisión de la fuerza durante construcciones débiles depende de tamaños y número de pequeñas unidades musculares en los músculos inervados. Las unidades musculares más grandes solo pueden participar durante contracciones rápidas o potentes.

El potencial de acción comprende fases positivas y negativas, y la suma de múltiples potenciales de acción es algebraica. La contracción muscular es la respuesta de fuerza del músculo a un solo potencial de acción y éste, solo tiene una fase positiva, por lo que la suma de múltiples contracciones será solo positiva [1]. Con los electrodos apropiados se pueden detectar los potenciales extracelulares generados por la suma de las corrientes a lo largo de las fibras musculares. La forma de los potenciales registrados dependerá de dos factores; las propiedades y ubicación de los electrodos y, de la anatomía y fisiología de las fibras musculares [82].

Cada potencial de acción de la fibra muscular, comienza en la sinapsis nervio-musculo y se propaga en ambas direcciones hacia los extremos de la fibra muscular [82–84]. La velocidad a la que se propaga el potencial de acción a lo largo de la fibra muscular se le conoce como velocidad de conducción y, ésta depende de diversos factores como el diámetro de la fibra muscular [85,86] y está modulada por factores como cambios en la longitud muscular [87], temperatura de la piel [88] y concentraciones extracelulares de metabolitos [89]. El número de potenciales de acción de la unidad motora que emergen de la médula espinal no está directamente

relacionado con el número de potenciales de acción, de la fibra muscular que se pueden detectar con electrodos de EMG.

2.3.3 La señal electromiográfica (EMG)

La señal electromiográfica (EMG) es una representación del campo de potencial eléctrico generado por la despolarización de la membrana de fibra muscular externa (el sarcolema) [1]. Su detección implica el uso de electrodos intramusculares o de superficie que se colocan a cierta distancia de las fuentes. La señal EMG es generada por la actividad eléctrica de las fibras musculares activas durante una contracción. Las fuentes de señal son las zonas de despolarización y repolarización de las fibras musculares. Las fuentes de la señal están separadas de los electrodos de grabación por tejidos biológicos que actúan como filtros de paso bajo espaciales y temporales en la distribución potencial [90]. Para grabaciones de superficie, el conductor de volumen constituye un importante efecto deformante en la señal.

La generación del potencial de acción intracelular determina un campo eléctrico en el espacio circundante. Por lo tanto, el potencial generado por una unidad motora (MU) puede detectarse también en ubicaciones relativamente alejadas de la fuente. El tejido biológico que se encuentra entre la fuente de la unidad motora y los electrodos de detección influye fuertemente en la señal detectada y se le conoce como conductor de volumen. La EMG puede detectarse mediante electrodos intramusculares o mediante electrodos superficiales montados sobre la piel. La inserción de electrodos directamente en el músculo permite la detección de potenciales eléctricos muy cerca de la fuente [1].

Al utilizar electrodos de superficie, la distancia entre la fuente y los electrodos de detección es significativa y la colocación de los electrodos se vuelve importante. Para compensar parcialmente el efecto de filtrado espacial de paso bajo de las fuentes de separación de tejidos y las señales de superficie, generalmente se detectan como una combinación lineal de las señales registradas en más de un electrodo [91], esto también ayuda a eliminar las componentes de modo común causadas por interferencias (como la frecuencia de 60 Hz de la línea). Este montaje de electrodos puede verse como un filtrado espacial (paso alto) de la señal EMG de superficie [92]. La forma más simple es la detección diferencial que utiliza dos electrodos (+, -) a una corta distancia (1-3 cm) en la dirección de la fibra muscular. El tamaño físico de un electrodo también influye en la señal EMG. El tamaño del electrodo depende de la dirección de las fibras musculares con respecto a la longitud y ancho de este y a la velocidad de conducción (CV) de las fibras musculares. Cuando la impedancia electrodo-piel entre el material del electrodo y la superficie de la piel se distribuye uniformemente y cuando es baja en comparación con la impedancia de entrada del amplificador, pero alta en comparación con las impedancias dentro del tejido, el potencial medido por un electrodo es aproximadamente igual al promedio de la distribución potencial sobre la piel debajo de ella [93].

Las características de la señal EMG dependen de una serie de parámetros anatómicos, físicos y del sistema de detección. Algunos de estos factores son [1]:

- 1) El grosor de la capa de tejido subcutáneo (solo para grabaciones de superficie)
- 2) La profundidad de las fuentes dentro del músculo (para grabaciones de superficie) y la distancia desde la fuente a los electrodos (para grabaciones intramusculares)

- 3) La inclinación del sistema de detección con respecto a la orientación de la fibra muscular (principalmente para grabaciones de superficie)
- 4) La longitud de las fibras (principalmente para grabaciones de superficie)
- 5) La ubicación de los electrodos sobre el músculo (o dentro del músculo en caso de grabaciones intramusculares)
- 6) El filtro espacial (montaje de electrodos) utilizado para la detección de la señal, incluida la distancia entre electrodos
- 7) El tamaño y la forma del electrodo (para grabaciones de superficie)
- 8) Diafonía entre los músculos cercanos (para grabaciones de superficie).

Con el aumento del grosor de la capa de tejido subcutáneo, la amplitud de la señal disminuye [94] y el ancho de banda de la señal se reduce.

Para las derivaciones bipolares, las mejores estimaciones de amplitud, variables espectrales y CV se obtienen ubicando los electrodos de registro entre la zona de inervación y el tendón. La región entre la zona de inervación y las regiones tendinosas generan frecuencias altas, para las características espectrales del EMG, y valores de amplitud baja. La distancia entre electrodos cambia la función de transferencia espacial del sistema de detección y, por lo tanto, también influye en las propiedades de la señal. El tamaño del electrodo tiene el efecto de disminuir el contenido de amplitud y frecuencia [95] e influye en las estimaciones de CV cuando el sistema de detección no está perfectamente alineado con respecto a la orientación de la fibra.

La electromiografía con aguja es adecuada para la detección de cambios en el tamaño de la unidad motora y su estructura interna, y a menudo puede revelar una función anormal. El EMG con aguja también permite registrar potenciales de acción de contracción espontánea de fibras musculares individuales (potenciales de

fibrilación). Tales potenciales, que son un signo importante de denervación, no se pueden detectar con electrodos de superficie. La aguja EMG puede distinguir entre otros tipos de actividad espontánea normal y anormal (fasciculaciones, descargas repetitivas complejas, miotonía y descargas neuromiotónicas).

El objetivo de registrar la actividad eléctrica de un músculo mediante técnicas de registro intramuscular es estudiar la fisiología y la patología de la MU.

2.3.4 señales superficiales EMG (sEMG)

Por otro lado, los electrodos de superficie suelen ser más adecuados para estudios en los que se busca información sobre los diversos aspectos del comportamiento, el patrón temporal de actividad o la fatiga del músculo en su conjunto o de los grupos musculares. Las matrices modernas de electrodos de superficie también permiten el mapeo de la propagación de potencial de acción de unidad motora (MUAP) desde la zona de inervación a las terminaciones tendinosas, la estimación de alta precisión de la velocidad de conducción de las fibras musculares, la ubicación de la zona de inervación, la longitud y la orientación de las fibras, y hasta cierto punto, reclutamiento y descomposición.

2.3.5 Crosstalk (cruce de señales)

La diafonía se refiere a la señal que se detecta sobre cierto músculo, pero es generada por otro músculo, en su mayoría cercano [96]. El fenómeno está presente

exclusivamente en registros de electromiografía de superficie, cuando la distancia de los puntos de detección desde la fuente es del mismo orden de magnitud que para las fuentes en los músculos circundantes. La diafonía es una de las fuentes de error más importantes al interpretar las señales EMG de superficie.

2.3.6 Tipos de electrodos para el registro de señales sEMG

Existen dos tipos principales de electrodos utilizados para la detección de señales EMG: insertables (de aguja) y de superficie.

2.3.6.1 Electrodo superficial para registros de señales sEMG

Hay dos tipos de electrodos de superficie: pasivos y activos. Los electrodos pasivos consisten en una superficie conductora que detecta la corriente en la piel a través de la interfaz electrodo / piel. Un ejemplo básico de un electrodo pasivo consiste en un disco plateado unido a la piel. Al usar gel conductor, se mejora la conductividad eléctrica en la interfaz electrodo / piel. Los electrodos activos tienen un amplificador electrónico con alta impedancia de entrada en la misma carcasa que los electrodos.

Electrodos pasivos

Hay dos tipos de electrodos: perfectamente polarizables y perfectamente no polarizables. Esto se refiere a lo que le sucede a un electrodo cuando una corriente fluye entre él y el electrolito.

- Perfectamente polarizable: aquellos en los que ninguna carga cruza la interfaz electrodo / electrolito cuando se aplica una corriente. El electrodo se comporta como un condensador.

- Perfectamente no polarizable: aquellos donde la corriente pasa libremente a través de la interfaz electrodo-electrolito, sin requerir energía para llevar a cabo la transmisión.

El electrodo de plata / cloruro de plata (Ag / AgCl) es un electrodo perfectamente no polarizable, que consiste en un metal cubierto con una capa de compuesto iónico poco soluble en este metal con un anión adecuado. La solución se sumerge en un electrolito que contiene el anión en una concentración relativamente alta [97].

Electrodos activos

Durante muchos años, se han desarrollado y comercializado sistemas para biopotenciales basados en electrodos secos [98]. Sin embargo, estos pueden polarizarse y tener una alta impedancia en la interfaz electrodo / piel, lo que provoca una variación en la resistencia del electrodo de contacto y el potencial de polarización [99]. Los electrodos húmedos de Ag / AgCl tienen una impedancia

variable entre 1 y 100 k Ω [100,101]. Este desequilibrio se produce cuando el voltaje de modo común presente en el cuerpo, interfiere con la medición diferencial, y se produce un voltaje diferencial interferente debido a las corrientes acopladas por interferencia electromagnética (IEM) de los cables [102]. Este problema se puede resolver utilizando amortiguadores activos de ganancia unitaria, o buffers, conectados directamente a los electrodos secos. Esto produce una alta impedancia de entrada en los electrodos y una baja impedancia de salida para conducir las corrientes acopladas a tierra, evitando así el uso de cables de malla para la eliminación de interferencias electromagnéticas [103,104].

2.3.7 Configuración de electrodos para el registro de señales sEMG

La actividad eléctrica en la superficie de la piel es adquirida colocando un electrodo en la superficie de detección con respecto a un electrodo de referencia ubicado en una zona eléctricamente neutra. A este tipo de configuración de electrodos se le conoce como monopolar y es utilizada en el área clínica debido a su simplicidad. Esta configuración tiene la desventaja de detectar cualquier señal contigua al electrodo, incluidas las señales no deseadas. La configuración bipolar compensa esta limitación utilizando dos electrodos para detectar dos potenciales en el músculo de interés, cada uno con respecto al electrodo de referencia. Posteriormente, las dos señales se alimentan a un amplificador diferencial, que amplificará la diferencia de ambas señales, eliminando así cualquier componente eléctrico en modo común. Cuando se aplica un gel húmedo para electrodos a la piel, previamente limpiado con

alcohol, el gel penetra rápidamente en la piel desengrasada, una vez que el electrodo ha estado en contacto con la piel durante varios minutos, causando una disminución rápida de la impedancia de la piel y una disminución de los artefactos por movimiento [11].

2.3.8 Textiles inteligentes para el registro de biopotenciales (Wearables)

Los sistemas electrónicos flexibles son requeridos para desarrollar sensores discretos sobre el cuerpo, los cuales pueden utilizarse para monitorear la ubicación, postura y parámetros fisiológicos [105]. Un dispositivo wearable es la solución ideal para sensores discretos sobre el cuerpo ya que minimizan la incomodidad del usuario.

La electrónica moderna en sistemas portátiles o textiles inteligentes (e-textiles) se desarrolla en sustratos de interconexiones tradicionales como en placas de circuito impreso rígidos o sustratos flexibles. Los sensores y dispositivos electrónicos flexible son dispositivos de diagnóstico de bajo costo con aplicaciones para el monitoreo de ambientes, protección radiológica de personal [56], seguridad, militar y atención médica preventiva [106]. Para producir sensores elásticos o flexibles se han desarrollado diversos métodos para la integración de la electrónica a un sustrato flexible, así como de las pistas de conducción:

- Serigrafía e impresión por Ink-jet. Utilizados para fabricar pistas conductoras [105], red de electrodos [46]. Ambos métodos también son utilizados para la impresión de pastas conductoras directamente sobre textiles [42,57,105]

- Hilos conductivos. Comúnmente utilizados para integrar el sensor y las interconexiones sobre los textiles inteligentes [107] e integrar islas de pcb's rígidos a telas flexibles.
- Fotolitografía [55,108].
- Cocer, tejer, trenzar, bordar. Métodos para la integración de hilos conductivos (usualmente de plata o acero) a telas para las conexiones con componentes electrónicos [109]
- Revestimiento/laminado [109]
- Tratamientos químicos. Por ejemplo, para añadir un comportamiento hidrofóbico a las telas para los dispositivos inteligentes [109,110]

Los electrodos para monitoreo por prolongados periodos de tiempo deben procurar proveer [111]:

- Señales sin cambio en su calidad por prolongado periodo de tiempo.
- Una aplicación fácil de usar. Idealmente el sensor debe ser integrado a los textiles para determinar la conexión y posición correcta.
- Un alto nivel de comodidad al vestir sin estrés mecánico o bioquímico para el tejido de la piel.

Los textiles inteligentes integran un alto nivel de inteligencia y puede dividirse en tres subgrupos [109]:

- Textiles inteligentes pasivos: solo son capaces de sensar el ambiente o usuario basado en sensores.
- Textiles inteligentes activos: sensado reactivo a estímulos del medio ambiente, integrando una función de actuador y un dispositivo de sensado.
- Textiles muy inteligentes: capaces de sensar, reaccionar y adaptar su comportamiento a las circunstancias dadas.

Los wearables (electrónica integrada a textiles) o textiles inteligentes pueden ser utilizados para electrocardiogramas (ECG) [20], monitoreo de la variabilidad pulmonar y de frecuencia cardiaca, sensores de presión arterial [112] y temperatura utilizando termocuplas [113]. Electromiografía (EMG) [21] pueden sensar el estado físico de los músculos, y electroencefalografía (EEG) [22,23]. Integrando elementos luminiscentes para sensado biofotónico [114]. Al integrar electrodos de carbón pueden ser utilizados para detectar características ambientales e incluso biomédicas como la saturación de oxígeno, salinidad, humedad o contaminantes [115][116].

2.3.9 Uso de las señales de EMG para el control de prótesis

La efectividad de los algoritmos de clasificación basados en señales EMG y reconocimiento de patrones se basa en una implementación efectiva de tres módulos que deben considerarse al seleccionar un vector óptimo de características [53]:

- preprocesamiento;
- extracción de características; y
- clasificación de patrones.

La implementación de un algoritmo para el reconocimiento de patrones basado en la señal EMG tiene las siguientes dificultades (Ruiz-Olaya et al., 2015):

- La señal EMG es variable en el tiempo y altamente no lineal.
- La señal EMG se ve muy afectada por el ruido, como la conversación cruzada del ECG, la inducción electromagnética de la línea y el movimiento de los cables y el brazo (artefactos de movimiento).

- Existen factores como la interferencia de los músculos circundantes, las condiciones fisiológicas (fatiga) y la impedancia de la piel, entre otros.
- El nivel de actividad de cada músculo para un determinado movimiento es diferente para cada individuo.

La señal sEMG puede ser utilizada para activar o controlar continuamente algunos dispositivos de asistencia externos, incluidas las prótesis y las ortesis eléctricas [117]. El control de un dispositivo a través de EMG se puede lograr a través de dos tipos principales de procesamiento de señal sEMG [118]:

- Aprendizaje automático basado en datos: la idea es asociar un comando de control deseado o alguna acción observada con los patrones de señal EMG subyacentes [119][120][121].
- Enfoque basado en el modelo: utiliza la señal EMG superficial como entrada para modelos específicos y físicamente correctos del sistema del músculo esquelético.

Estos se utilizan para reconstruir todas las transformaciones neurofisiológicas y musculoesqueléticas desde el comienzo de la señal EMG hasta la función del cuerpo.

2.3.10 Medición de la impedancia electrodo-piel

La carga es transportada por electrones en metales y por iones en electrolitos, como geles o tejidos biológicos. Para un electrodo húmedo, la mayor parte de la

impedancia es aportada por la interfaz gel-piel y no por la interfaz metal-gel. Cualquier impedancia de electrodo individual puede describirse mediante un modelo en serie (impedancia $Z_s(\omega) = V(\omega) / I(\omega)$) $Z_s = R_s + jX_s$ descritos en la Figura 10.

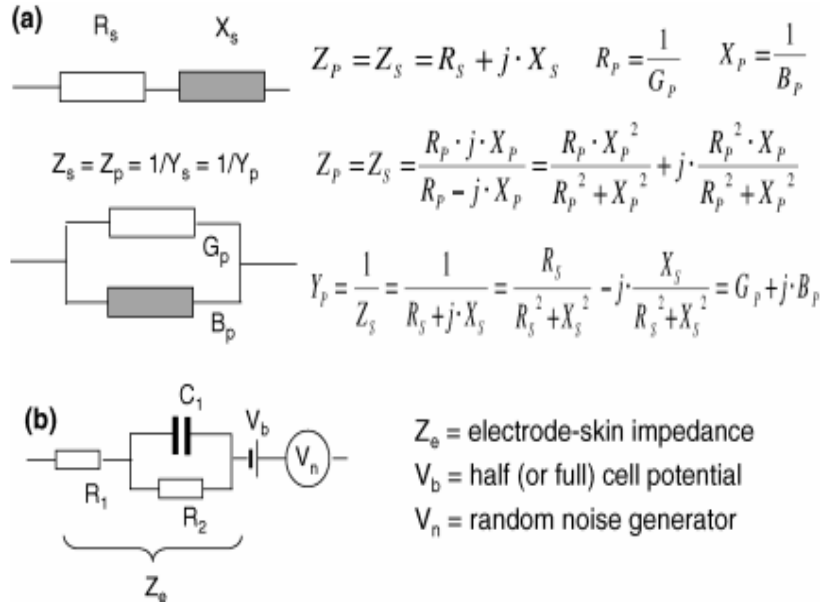


Figura 10. (a) Modelo en serie y paralelo de la impedancia y admitancia eléctrica del contacto de los electrodos. Las partes reales e imaginarias de Z_s e Y_p son funciones de frecuencia y no representan resistencias y condensadores físicos clásicos. (b) Se indica un modelo físico simple de un contacto de electrodo (o de un par de electrodos) con la inclusión del potencial de celda media (o completa) (V_b) y del generador de ruido equivalente (V_n) [77].

La impedancia de entrada del amplificador, Z_i , es la combinación paralela de una resistencia (1–100 G Ω) y una capacitancia (1–10 pF). La impedancia de entrada del amplificador a la frecuencia de la línea eléctrica (50–60 Hz) está dominada por el efecto de capacitancia y está en el rango de 0.3–1.0 G Ω [1]. Por lo que es importante conocer y controlar las impedancias electrodo-piel y su falta de coincidencia antes

de la grabación para evaluar la calidad de la señal. Una forma de lograr este objetivo es aplicar un voltaje artificial de modo común y leer las señales resultantes en las salidas de los amplificadores diferenciales. Para cada canal diferencial, este voltaje de salida es proporcional a ΔZ [1].

La impedancia entre dos electrodos es la suma de dos impedancias electrodo-piel más la impedancia de emisión interpuesta. La impedancia de un solo electrodo: el contacto con la piel podría medirse utilizando un segundo electrodo mucho más grande cuya impedancia de contacto es insignificante con respecto al primero. Alternativamente, se podría adoptar el método propuesto por Grimnes [122]. El método de 3 electrodos (3EM) consiste en aplicar una corriente (I_o) a través de 2 electrodos: un electrodo por donde se inyecta corriente (Z_{e1}) y un electrodo de referencia (Z_{e2}). La corriente fluye a través del tejido y el voltaje (V_o) es detectado utilizando un tercer electrodo (Z_{e3}) como se ve en la Figura 11. El voltaje de tensión V_o corresponde a la caída de voltaje provocada por la corriente que circula a través de la impedancia de interés (Z_x) y el electrodo de referencia [123].

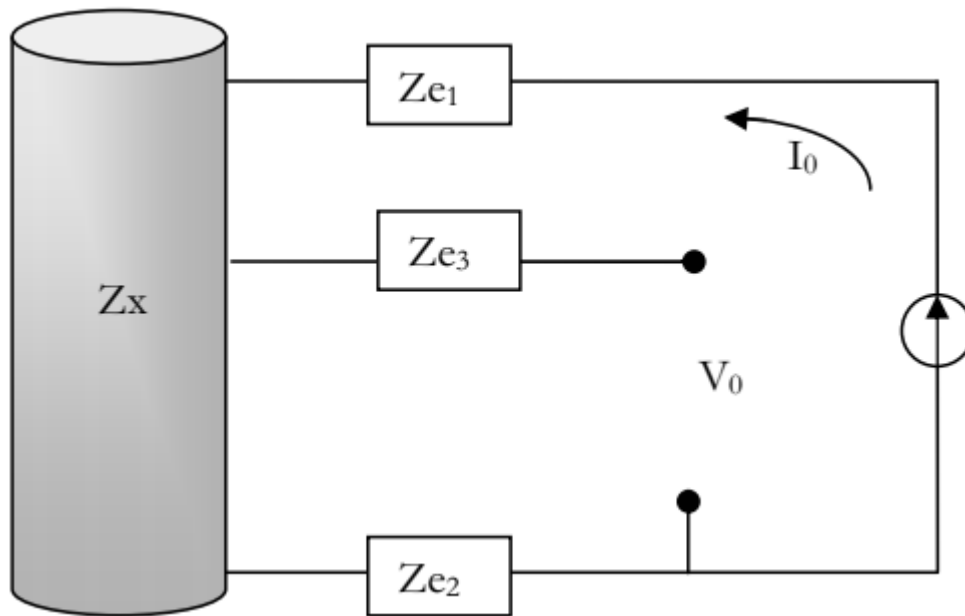


Figura 11. Configuración del método de 3 electrodos (3EM) [123].

Las preparaciones para la piel que se usan comúnmente son: (1) sin tratamiento, (2) frotando la piel con alcohol etílico u otros solventes para eliminar sustancias grasas, (3) frotando la piel con pasta conductora abrasiva y luego limpiándola con un paño húmedo, (4) pelar con cinta adhesiva (aplique y retire una tira de cinta adhesiva varias veces, para reducir estrato córneo) y (5) lavar la piel con jabón y enjuagarla con agua corriente.

2.3.11 Recomendaciones del SENIAM para sistemas de adquisición de señales sEMG

El principal objetivo del SENIAM (Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles) es crear un consenso en el uso de elementos clave para estandarizar el intercambio de datos y resultados obtenidos de electromiografía superficial como lo son: sensores, colocación de los sensores, procesamiento de señales, características de los equipos para la detección de señales sEMG entre otros [77].

2.3.11.1 Equipos para la detección de señales sEMG

- 1) Impedancia de entrada: La impedancia de entrada del sistema de registro de señales sEMG debe ser al menos dos órdenes de magnitud mayor que la impedancia electrodo-piel [77]. Las impedancias superiores a 100 M Ω son aceptables, pero es preferible tener impedancias de entrada de 1000 M Ω en el caso de electrodos secos pequeños cuya impedancia de contacto puede alcanzar 1 M Ω [124,125].
- 2) Ancho de banda: El sistema para limitar el ancho de banda para la adquisición de señales sEMG consiste en un filtro pasa altas (frecuencia de corte de 10-20 Hz) y un filtro pasa bajas (con una frecuencia de corte cercana a 400-450 Hz). En algunos casos, se han utilizado filtros de rechazo de banda analógicos (filtros notch) para reducir la interferencia de 50 o 60 Hz. Esto no es una buena práctica ya que elimina la potencia de una banda de frecuencia donde EMG muestra una densidad de alta potencia e introduce una rotación de fase que se extiende a frecuencias por debajo y por encima de la frecuencia central, cambiando así drásticamente

la forma de onda de la señal EMG [77]. Los filtros adaptativos digitales de cancelación de ruido se pueden utilizar para eliminar interferencias y artefactos de la línea de alimentación, ya sea en línea o fuera de línea después del muestreo de señal y la conversión A/D [126].

- 3) CMRR: La relación de rechazo en modo común (CMRR) describe la capacidad del sistema de registro de EMG para rechazar voltajes en modo común (principalmente el voltaje de la línea de alimentación presente entre el sujeto y la tierra principal cuyo valor de voltaje puede ser del orden de varios volts. El CMRR se define como $CMRR = 20\log_{10}(A_d/A_c)$
- 4) Relación señal a ruido (SNR): De acuerdo a Stegeman D. et al [127], una señal sEMG con un mínimo de artefactos motores producidos por el desacople de electrodos tendría un valor de $SNR > 50$ dB, mientras que una señal de sEMG con ruido tendría un $SNR < 15$ dB.
- 5) Frecuencia de muestreo: El teorema de Nyquist requiere que una señal se muestree a una velocidad de al menos el doble de la frecuencia de su armónico más alto para evitar la pérdida de información y el fenómeno llamado "aliasing". El efecto aliasing muestra cómo puede surgir la ambigüedad si un armónico de una señal se muestrea a una frecuencia demasiado baja. Para casi todos los músculos y la mayoría de las aplicaciones, el armónico de mayor interés en la señal EMG de superficie está en la ventana de 400 a 450 Hz, por lo que requiere filtros de paso bajo (anti-aliasing) con corte en este rango y muestreo de al menos 1000 muestras por segundo [77].

2.3.11.2 Recomendaciones sobre los electrodos

Un registro bipolar sEMG está influenciada por la forma, tamaño, posición, orientación y la distancia entre electrodo (IED) del electrodo [128].

- 1) Tamaño y forma del electrodo: con respecto a la forma del electrodo, SENIAM no recomendó ningún estándar claro y bien defendible. En la literatura se utilizan electrodos rectangulares (barras) y circulares para los registros de señales sEMG, de los cuales los electrodos circulares son los más utilizados. Algunas otras formas de electrodos que se utilizan son cuadrados y ovalados [129]. No se espera ninguna influencia importante en la señal sEMG de utilizar diferentes formas (por ejemplo, cuadrado vs circular). Sin embargo, los usuarios deben indicar claramente la forma de los electrodos utilizados [128].

En la práctica actual de sEMG, el tamaño del electrodo varía entre 1 mm^2 hasta unos pocos cm^2 . A diferencia de la forma del electrodo, el tamaño del electrodo influye claramente en las señales sEMG. Tras un aumento del tamaño perpendicular a las fibras musculares (por ejemplo, en el caso de un electrodo de barra rectangular transversalmente sobre el músculo), aumenta la visión de los electrodos [128].

- 2) Material del electrodo: El material del electrodo, que forma la capa de contacto con la piel, necesita realizar un buen contacto de la piel del

electrodo, una baja impedancia de la piel del electrodo y un comportamiento "estacionario" en el tiempo. En el caso de sEMG, el material del electrodo es menos crítico que en el caso de las señales eléctricas del cerebro (EEG) donde se deben detectar frecuencias de señal más bajas (alrededor o por debajo de 1 Hz, consulte la siguiente sección). Un inventario ha demostrado que se utilizan diferentes tipos de material, principalmente Ag / AgCl, AgCl, Ag, Au, de los cuales los electrodos Ag / AgCl son los más comunes. Proporcionan una transición estable con poco ruido y están fácilmente disponibles comercialmente [128].

- 3) Orientación del sensor y distancia inter-electrodo: Se prefiere aplicar sensores sEMG bipolares con una distancia inter-electrodos (IED) de 20 mm, porque se espera una amplitud máxima de sEMG. Esta recomendación se basa, entre otros, en estudios de modelos simulados. Si se aplican electrodos bipolares en músculos relativamente pequeños, la IED no debe exceder $1/4$ de la longitud de la fibra muscular. De esta manera, se pueden evitar grabaciones inestables debido a los efectos del tendón y la placa motora [128].

- 4) Preparación de la piel: Tradicionalmente, era necesaria una impedancia de la piel lo más baja posible ya que el equipo de registro tenía solo una impedancia de entrada limitada. Hoy en día, la impedancia de entrada de los amplificadores sEMG es tal que la impedancia electrodo-piel se vuelve menos crítica. Es necesaria una preparación adecuada de la piel para reducir la impedancia del electrodo-piel y para obtener una mejor fijación

de los electrodos. Los efectos directos de esto son: un mejor registro de las señales sEMG, menos artefactos y pequeñas interferencias eléctrica, menor riesgo de desequilibrio entre las impedancias de los electrodos, lo que resulta en una señal de perturbación de modo común más pequeña y menor ruido. Una correcta preparación de la piel consiste en: afeitarse, lijar y limpiar la piel. El gel y la pasta del electrodo también se usan para reducir la impedancia electrodo-piel [129].

- 5) Construcción del sensor: La construcción del sensor se refiere a la forma (mecánica) en que los electrodos y cables están integrados. Se espera que la construcción (y su masa) no afecten directamente las características de la señal sEMG. Sin embargo, hay que tener en cuenta que cuando la construcción es tal que los electrodos y los cables pueden moverse, existe el riesgo potencial de que se produzcan artefactos de movimiento debido a la tensión de los cables o la inercia de la construcción [128].

- 6) Locación y orientación del electrodo con respecto al músculo: Cuando se conoce la ubicación aproximada de la zona de inervación, el sensor sEMG debe colocarse en una región “lejos” de la zona de inervación y la zona final del músculo, preferiblemente en algún lugar en el medio de esta región. En la mayoría de los casos, la parte distal del músculo satisfará mejor este requisito, ya que la colocación del sensor en el área proximal puede causar fácilmente un desplazamiento del electrodo debajo de la zona de la placa final cuando el músculo se contrae. Con respecto a la dirección transversal, la proximidad de otros músculos activos aumenta el riesgo de diafonía. Con respecto a la orientación del sensor con respecto

a las fibras musculares, existe un consenso general de que la orientación siempre debe ser paralela a las fibras musculares [129].

- 7) Fijación del electrodo a la piel: La mala fijación (en general) solo tendrá un efecto indirecto sobre el SEMG registrado en el sentido de que puede causar todo tipo de perturbaciones: ruido, tensiones de modo común, artefactos de movimiento, etc. [129].

Locación del electrodo de referencia: En general, se acepta que los electrodos de referencia deben colocarse sobre tejido eléctricamente inactivo, utilizando electrodos que son considerablemente más grandes que los electrodos sEMG. La ubicación debe elegirse de tal manera que se minimice el riesgo de una gran señal de perturbación de modo común. La recomendación bibliográfica muestra varios lugares: la muñeca, el tobillo, la tibia, el esternón y el proc. girar de C7. La ubicación del electrodo de referencia solo tiene un efecto indirecto en las características de MUAP y sEMG en el sentido de que las señales de perturbación de modo común grandes (por ejemplo, 50 Hz, voltaje de línea, ECG) influirán en el sEMG registrado [129].

2.3.11.3 Tabla resumen de las recomendaciones del SENIAM.

Tabla 1. Tabla resumen de las recomendaciones del SENIAM para sistemas de adquisición de señales sEMG [77].

Parameter	Recommended Value or Condition
<i>Electrodes (bipolar montage)</i>	
Electrode size	Diameter <10 mm
Interelectrode distance (IED)	<20mm, or < $\frac{1}{4}$ the muscle length, whichever is smaller
Electrode location	Between the most distal innervation zone and the distal tendon. Between the most proximal innervation zone and the proximal tendon; not over an innervation zone
Reference electrode location	Wrist, ankle, processus spinosus of C7, or other electrically inactive area
<i>Amplifier</i>	
High-pass filter (low-frequency cutoff)	
For EMG spectral analysis	<10Hz
For movement analysis only	~20Hz
Low-pass filter (high-frequency cutoff)	
For general applications	~500Hz (sampling frequency >1000 samples/s)
For special wideband applications	~1000Hz (sampling frequency >2000 samples/s)
Input referred voltage noise level	<1 μV_{RMS} (in the 10–500Hz bandwidth)
Input referred current noise level	<10 pA_{RMS} (in the 10–500Hz bandwidth)
Input impedance	>100 $\text{M}\Omega$ (for conventional electrodes) >1000 $\text{M}\Omega$ (for pasteless “dry” pin electrodes)
Gain	Suitable to bring the signal into the input range of the A/D converter with desired input resolution
<i>Sampler and A/D converter</i>	
Sampling frequency	>1000 samples/s (general applications) >2000 samples/s (wideband applications)
n bits of A/D	12 (requires amplifier with variable gain) 16 (fixed gain amplifiers may be used)

2.3.12 Procesamiento y análisis de señales sEMG

2.3.12.1 Métodos para extracción de características

Los registros electromiográficos de los músculos remanentes de un amputado son utilizados para controlar los movimientos de una prótesis. Por lo que es indispensable seleccionar las mejores características eléctricas de estas señales para permitir que el control muscular de un amputado sea monitoreado y así estimar adecuadamente el estado de activación muscular.

Las mejores características son las que proporcionan una mayor estimación de la señal de control y que sean las que provean mayor separabilidad en el espacio de las características de EMG. La separabilidad puede ser medida tanto por una medición paramétrica como estimando el rango de error de un clasificador no-paramétrico. Existen tres tipos de características en las señales sEMG en diferentes dominios: dominio del tiempo, dominio de la frecuencia y dominio en el tiempo-frecuencia. Debido a su implementación y simpleza al procesar, las características en el dominio del tiempo son más populares para el reconocimiento de movimientos de la mano. Normalmente las características en el dominio del tiempo son utilizadas para detectar la contracción muscular, la activación muscular y la detección del inicio del movimiento [130]. A continuación, se describen algunas de las características de EMG más utilizadas [27]:

- 1) EMG integrado (IEMG): IEMG es utilizado como un índice de detección de inicio relacionado al punto de disparo de la secuencia de la señal EMG. IEMG es la suma del valor absoluto de la amplitud de la señal EMG [130]:

$$IEMG = \sum_{n=1}^N |x_n|$$

- 2) Valor absoluto medio (Mean Absolut Value – MAV): Similar a IEMG, normalmente utilizado como un índice de detección del inicio para detectar la activación muscular. MAV es el promedio del valor absoluto de la amplitud de la señal EMG. Es la característica en el dominio del tiempo más utilizada para el reconocimiento de movimientos de la mano [130]:

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n|$$

- 3) Cruce por cero (ZC): Cruce por cero corresponde al número de veces que la señal pasa por cero en el eje de la amplitud. Se calcula como sigue:

$$ZC = \sum_{i=1}^N \text{sgn}(-x_i x_i + 1)$$

$$\text{sgn}(x) = \begin{cases} 1 & \text{if } x > 0 \\ 0 & \text{if otherwise} \end{cases}$$

- 4) Varianza (VAR): VAR captura el poder de la señal EMG. Es el promedio de la raíz de la desviación de la variable. Normalmente el valor promedio de la señal EMG es cercano a cero, por lo que el valor de la varianza de la señal EMG se define como [130]:

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N x_i^2$$

- 5) Raíz cuadrática media (RMS): EMS se relaciona a la fuerza constante y contracción sin fatiga. Generalmente, es similar a la desviación estándar (SD), expresada como sigue [130]:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2}$$

- 6) Amplitud de Willson (WAMP): El numero de la cuenta para cada cambio en la amplitud de la señal EMG que excede un umbral predefinido [31] donde el umbral es seleccionado entre 50 y 100 mV [131]. Se calcula de la siguiente manera:

$$WAMP = \sum_{n=1}^{N-1} f(|x_n - x_{n+1}|)$$
$$f(x) = \begin{cases} 1, & \text{if } x \geq \text{threshold} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

- 7) Longitud de la forma de onda (Waveform Length – WL): Es la longitud de la forma de onda sobre el segmento del tiempo. Similar a la amplitud de la forma de onda, frecuencia y tiempo [130]:

$$WL = \sum_{n=1}^{N-1} |x_{n+1} - x_n|$$

- 8) Coeficientes autorregresivos (AR): Este modelo describe cada muestra de la señal EMG como una combinación lineal de la muestra EMG previa (x_{n-i}) más un término de error de ruido blanco (w_n). P corresponde al orden del modelo autorregresivo. Los coeficientes (a_i) son utilizados como características en el reconocimiento de movimientos EMG para la mano. El modelo AR se define como [130]:

$$x_n = - \sum_{i=1}^P a_i x_{n-i} + w_n$$

2.3.12.2 Métodos para clasificación de patrones de movimientos de la mano

Se ha demostrado que distintos clasificadores funcionan como métodos eficientes para el reconocimiento de patrones utilizando señales sEMG, como análisis discriminante lineal (LDA) [40,62], máquinas de soporte vectorial [40,62], redes neuronales artificiales (ANN) [62] y filtro Kalman [41].

Clasificación con máquinas de soporte vectorial (SVM)

Originalmente las máquinas de soporte vectorial (SVM, del inglés Support Vector Machines) fueron pensadas para resolver problemas de clasificación binaria, aunque actualmente se utilizan para resolver problemas de regresión, agrupamientos o multi-clasificación. Las máquinas de soporte vectorial pertenecen a la categoría de clasificadores lineales ya que utilizan separadores lineales o hiperplanos, ya sea en el espacio original si son separables, o en un espacio transformado si los ejemplos no son linealmente separables. Estos espacios transformados se forman de manera implícita utilizando las funciones Kernel. Generalmente los métodos de aprendizaje se basan en minimizar los errores cometidos por el modelo generado a partir de los datos de entrenamiento. SVM radica en la minimización del riesgo estructural. Se selecciona un hiperplano de separación equidistante entre los ejemplos más cercanos de cada clase, y así conseguir un margen máximo a cada lado del hiperplano. El

hiperplano definido será formado por los ejemplos de entrenamiento de cada clase que caen justo en la frontera de los márgenes. Estos ejemplos reciben el nombre de *vectores soporte* [132].

Clasificación de SVM para casos linealmente separables:

Dado un conjunto separable de ejemplos $S = \{(x_1, y_1), \dots, (x_n, y_n)\}$, donde $x_i \in \mathbb{R}^d$ e $y_i \in \{+1, -1\}$, definiendo un hiperplano de separación (Figura 12) como una función lineal que es capaz de separar el conjunto sin error

$$D(x) = (w_1x_1 + \dots + w_dx_d) + b = \langle w, x \rangle + b \quad (1)$$

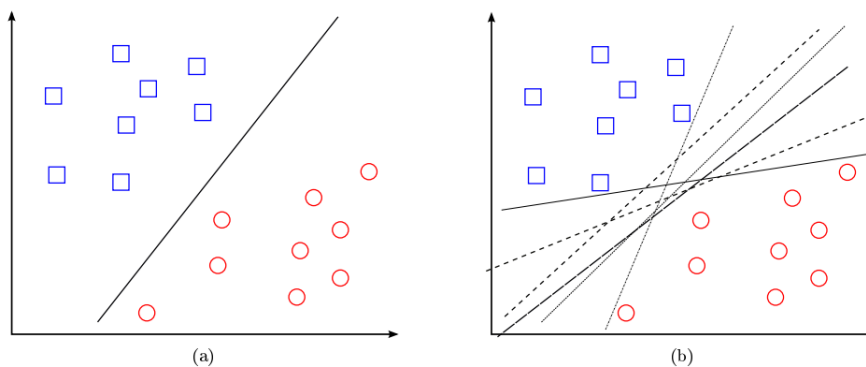


Figura 12. Hiperplanos de separación en un espacio bidimensional de un conjunto de ejemplos separables en dos clases: (a) ejemplo de hiperplano de separación. (b) otros ejemplos de hiperplanos de separación de entre los infinitos posibles [132].

donde w y b son coeficientes reales. El hiperplano de separación cumplirá las siguientes restricciones para todo x_i del conjunto de ejemplos:

$$\langle w, x_i \rangle + b \geq 0 \quad \text{si} \quad y_i = +1$$

$$\langle w, x_i \rangle + b \leq 0 \quad \text{si} \quad y_i = -1, i = 1, \dots, n \quad (2)$$

o también,

$$y_i(\langle w, x_i \rangle + b) \geq 0, \quad i = 1, \dots, n \quad (3)$$

Existen infinitos hiperplanos separables formados por aquellos hiperplanos que son capaces de cumplir las restricciones impuestas por cualquiera de las expresiones equivalentes, por lo que se define el concepto de *margen* de un hiperplano de separación (τ), como la distancia mínima entre el hiperplano y el dato más cercano de cualquiera de las dos clases (Figura 13a). Por lo tanto, un hiperplano de separación es denominado *óptimo* si su margen es de tamaño máximo (Figura 13b).

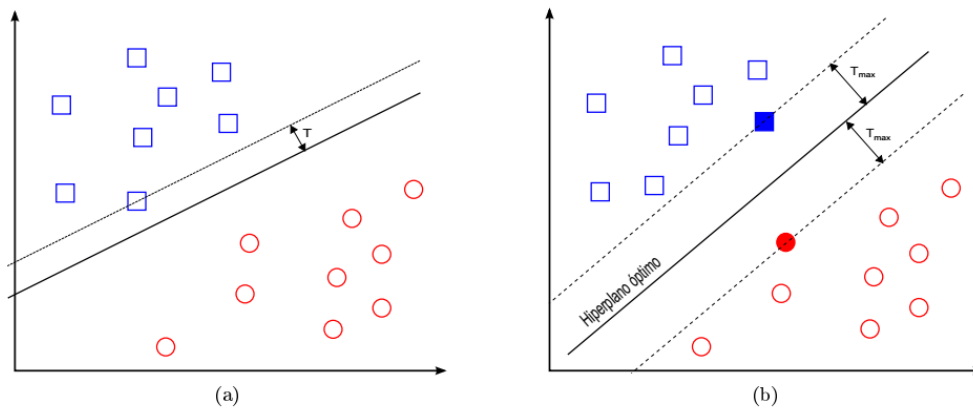


Figura 13: Margen de un hiperplano de separación. (a) hiperplano de separación no-óptimo y su margen asociado (no máximo). (b) hiperplano de separación óptimo y su margen asociado (máximo) [132].

Se sabe que la distancia entre un hiperplano de separación $D(x)$ y un ejemplo x' es dada por

$$\frac{|D(x')|}{\|w\|} \quad (4)$$

Siendo $|\cdot|$ el operador valor absoluto, $\|\cdot\|$ el operador norma de un vector y w el vector que, junto con el parámetro b , define el hiperplano $D(x)$ y que tiene la propiedad de ser perpendicular al hiperplano considerado. Todos los ejemplos de entrenamiento deben cumplir:

$$\frac{y_i D(x_i)}{\|w\|} \geq \tau, \quad i = 1, \dots, n \quad (5)$$

De la expresión anterior, se deduce que encontrar el hiperplano óptimo equivale a encontrar el valor de w que maximiza el margen. Para limitar el número de soluciones a una sola, se fijan la escala del producto de τ y la norma de w , de forma arbitraria a la unidad, es decir

$$\tau = \frac{1}{\|w\|} = 1 \quad (6)$$

Un hiperplano de separación óptimo (Figura 14) es aquel que posee un margen máximo y un valor de $\|w\|$ mínimo:

$$y_i (< w \cdot x_i > + b) \geq 1, \quad i = 1, \dots, n \quad (7)$$

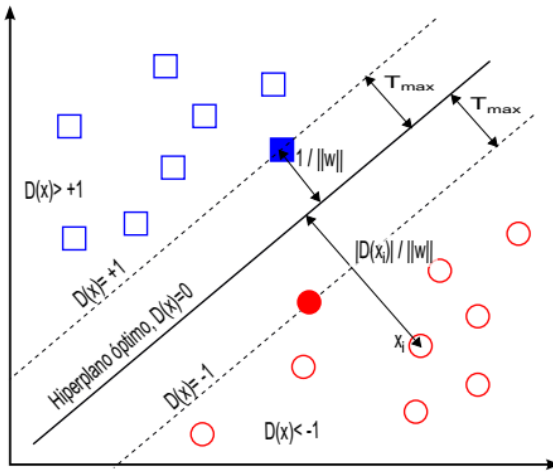


Figura 14. La distancia de cualquier ejemplo x_i , al hiperplano de separación óptimo viene dada por $|D(x_i)|/||w||$. Si dicho ejemplo pertenece al conjunto de vectores soporte (identificados por siluetas sólidas), la distancia a dicho hiperplano será siempre $1/||w||$. Los vectores soporte aplicados a la función de decisión siempre cumplen que $|D(x)| = 1$ [132].

Los datos que están situados a ambos lados del hiperplano óptimo que definen el margen (aquellos para los que (7) es una igualdad) reciben el nombre de vectores soporte (Figura 14). La búsqueda del hiperplano óptimo para el caso linealmente separable consiste en encontrar el valor de w y b que minimicen la función $f(w) = ||w||$ sujeto a las restricciones en (7):

$$\min f(w) = \frac{1}{2} ||w||^2 = \frac{1}{2} \langle w, w \rangle \quad (8)$$

$$s.a. \quad y_i(\langle w, x_i \rangle + b) - 1 \geq 0, \quad i = 1, \dots, n \quad (9)$$

La solución de este problema de optimización se puede obtener a partir de la formulación dual. Para ello se introducen un conjunto de multiplicadores de Lagrange:

$$L(w, b, \alpha) = \frac{1}{2} \langle w^*, w^* \rangle - \sum_{i=1}^n \alpha_i [y_i(\langle w, x_i \rangle + b) - 1] \quad (10)$$

donde $\alpha_i \geq 0$ son los multiplicadores de Lagrange.

El siguiente paso consiste en aplicar las condiciones de Karush-Kuhn-Tucker, también conocidas como condiciones KKT:

$$\frac{\partial L(w^*, b^*, \alpha)}{\partial w} \equiv w^* - \sum_{i=1}^n \alpha_i y_i x_i = 0, \quad i = 1, \dots, n \quad (11)$$

Sustituyendo estas relaciones en (10) se obtiene el problema dual de optimización cuadrática siguiente:

$$\text{máx } L(\alpha) = \sum_{i=1}^n \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j=1}^n \alpha_i \alpha_j y_i y_j \langle x_i, x_j \rangle \quad (12)$$

La solución del problema dual, α^* , permite obtener la solución del problema primal.

$$D(x) = \sum_{i=1}^n \alpha_i^* y_i \langle x, x_i \rangle + b^* \quad (13)$$

Si $\alpha_i > 0$ entonces el segundo factor de la parte izquierda de dicha expresión tendrá que ser cero:

$$y_i (\langle w^*, x_i \rangle + b^*) = 1 \quad (14)$$

Para completar la definición del hiperplano (13) determinamos el valor de b^* :

$$b^* = y_{vs} - \langle w^*, x_{vs} \rangle \quad (15)$$

En la práctica es más robusto obtener el valor de b^* promediando a partir de todos los vectores soporte, N_{vs} . Queda como resultado la expresión:

$$b^* = \frac{1}{N_{vs}} \sum_{i=1}^{N_{vs}} (y_{vs} - \langle w^*, x_{vs} \rangle) \quad (16)$$

Clasificación de SVM para casos linealmente no separables

El proceso de búsqueda de los parámetros que definen los hiperplanos se puede obtener independientemente de la dimensionalidad del problema a resolver. Es esta es baja, se resuelve directamente el problema de optimización primal asociado. Si la dimensionalidad es muy alta, es necesario transformar el problema primal en su problema dual equivalente. Sea $\phi : \mathbb{X} \rightarrow \mathcal{F}$ la función de transformación que hace corresponder cada vector de entrada x con un punto en el espacio de características \mathcal{F} , donde $\phi(x) = [\phi_1(x), \dots, \phi_m(x)]$ y $\exists \phi_i(x), i = 1, \dots, m$, tal que $\phi_i(x)$ es una función no lineal. El objetivo es construir un hiperplano de separación lineal en este nuevo espacio. La frontera de decisión lineal obtenida del espacio de características se transformará en una frontera de decisión no lineal en el espacio original de entradas (Figura 5).

La función de decisión (1) en el espacio de características está dada por

$$D(x) = (w_1\phi_1(x) + \dots + w_m\phi_m(x)) = \langle w, \phi(x) \rangle \quad (17)$$

en su forma dual:

$$D(x) = \sum_{i=1}^n \alpha_i^* y_i K(x, x_i) \quad (18)$$

donde $K(x, x')$ es la *función kernel*.

Dado el conjunto de funciones base, $\phi = \{\phi_1(x), \dots, \phi_m(x)\}$, el problema a resolver en (18) sigue siendo encontrar el valor de los parámetros $\alpha_i^*, i = 1, \dots, n$:

$$\begin{aligned} \text{máx} \quad & \sum_{i=1}^n \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j=1}^n \alpha_i \alpha_j y_i y_j K(x_i, x_j) \\ \text{s. a.} \quad & \sum_{i=1}^n \alpha_i y_i = 0 \\ & 0 \leq \alpha_i \leq C, i = 1, \dots, n \end{aligned} \quad (19)$$

La función de decisión está dada por (18), donde el valor de los parámetros $\alpha_i, i = 1, \dots, n$, se obtendrán como solución al problema de optimización cuadrática obtenido por (19), conociendo el conjunto de entrenamiento $(x_i, y), i = 1, \dots, n$, el kernel K , y el parámetro de regularización C . No existe una teoría de cómo encontrar el valor de C , más que de manera heurística de usar un valor grande.

Ejemplo de funciones kernel:

- Kernel lineal:
$$K(x, x') = \langle x, x' \rangle \quad (20)$$

- Kernel polinómico de grado- p :
$$K_p(x, x') = [\gamma \langle x, x' \rangle + \tau]^p \quad (21)$$

- Kernel gaussiano:
$$K(x, x') = \exp(-\gamma \|x - x'\|^2), \gamma > 0 \quad (22)$$

- Kernel sigmoidal:
$$K(x, x') = \tanh(\gamma \langle x, x' \rangle + \tau) \quad (23)$$

A los parámetros γ, τ y p se les denomina parámetros del kernel.

Clasificación por el método del Vecino más cercano (KNN)

El propósito del vecino k más cercano (KNN) es el de utilizar una base de datos en la cual la información se encuentre separada en distintas clases para predecir la clasificación de un nuevo dato. Se puede considerar la similitud de dos puntos como la distancia entre ellos en el espacio bajo alguna métrica apropiada. La manera en que el algoritmo decide cuál de los dos puntos del grupo de entrenamiento son similares para ser considerados al momento de escoger una clase para predecir una

nueva observación, es seleccionar el dato K más cercano a la nueva observación, y tomar la clase más común entre estos. De aquí el nombre de vecino K más cercano [133].

Clasificación con KNN, el algoritmo

D indica un fichero de N casos, cada uno de los cuales está caracterizado por n variables predictoras, X_1, \dots, X_n y una variable a predecir, la clase C .

Los N casos se denotan por:

$$\begin{aligned} (x_1, c_1), \dots, (x_N, c_N) & \quad \text{donde} \\ x_i = (x_{i,1} \dots x_{i,n}) & \quad \text{para todo } i = 1, \dots, N \\ c_i \in \{c^1, \dots, c^m\} & \quad \text{para todo } i = 1, \dots, N \end{aligned}$$

c^1, \dots, c^m denotan los m posibles valores de la variable clase C . El nuevo caso que se pretende clasificar se denota por $x = (x_1, \dots, x_n)$. Para el clasificador KNN se calculan las distancias de todos los casos ya clasificados al nuevo caso, x , que se pretende clasificar. Después de seleccionar los K casos ya clasificados, D_x^k más cercano al nuevo caso, x , a este se le asignará la clase (valor de la variable C) más frecuente de entre los K objetos, D_x^k .

El siguiente código resume el clasificador KNN:

COMIENZO

Entrada: $D = \{(x_1, c_1), \dots, (x_N, c_N)\}$

Para todo objeto ya clasificado (x_i, c_i)

Calcular $d_i = d(x_i, x)$

Ordenar $d_i (i = 1, \dots, N)$ en orden ascendente

Quedarse con los K casos D_x^K ya clasificados más cercanos a x

Asignar a x la clase más frecuente en D_x^K

FIN

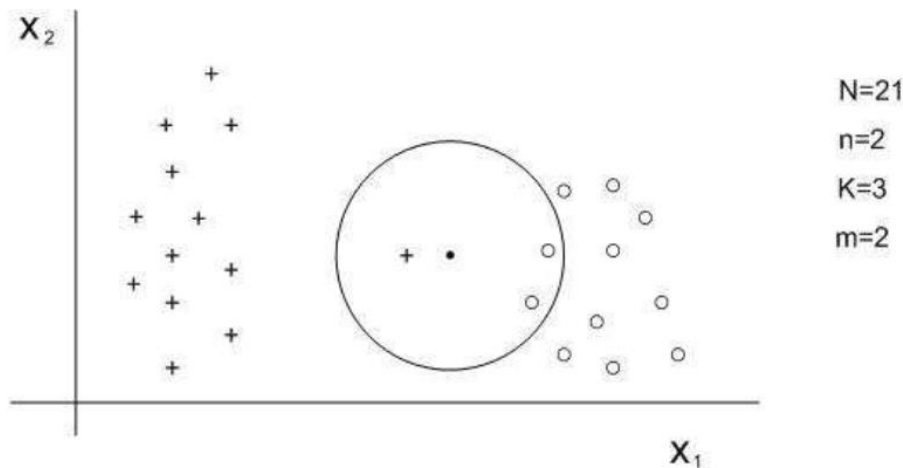


Figura 15. Ejemplo de aplicación de algoritmo KNN básico [134].

En la figura 15 se muestran 24 casos ya clasificados en dos posibles valores ($m=2$). Las variables predictoras son X_1 y X_2 , y se selecciona una $K=3$. Hay 3 casos ya clasificados cercanos a un nuevo dato a clasificar (x , representado por \cdot); de estos 3 casos, dos de ellos pertenecen a la clase o , por lo que el clasificador 3-NN predice la clase o para el nuevo caso. Si el clasificador utilizado fuera 1-NN, el nuevo caso se hubiera asignado a $+$, pues x se encuentra más cercano a este caso.

Para escoger el valor de K

- Si K es muy pequeño el modelo será muy sensitivo a puntos que son atípicos o que son ruido (datos corruptos), si K es muy grande, el modelo tiende a asignar siempre a la clase más grande.
- Mediante la Tabla de Aprendizaje el modelo escogerá el valor de K que mejor clasificación logre en esta tabla, es decir, prueba con $K=1, K=2, \dots$. Aunque esto puede ser muy caro computacionalmente [135].
- Distancia euclídea: La distancia entre el nuevo caso que se pretende clasificar, x , y cada uno de ellos casos $x_r, r = 1, \dots, N$ ya clasificados pertenecientes al fichero de casos D , da el mismo peso a todas y cada una de las n variables, X_1, \dots, X_n . Es decir, la distancia $d(x, x_r)$ entre x y x_r se calcula por ejemplo por medio de la distancia euclídea, de la siguiente manera [134]:

$$d(x, x_r) = \sum_{j=1}^n (x_j, x_{rj})^2 \quad (24)$$

En este capítulo se han descrito los trabajos más recientes y relevantes sobre los temas relacionados a la investigación de esta tesis, así como los trabajos desarrollados por más de 25 años en el grupo Laremus del CINVESTAV-IPN, en la sección de Bioelectrónica, trabajos que anteceden a este proyecto, relacionados con el tema de prótesis y rehabilitación con el tema de prótesis y rehabilitación y EMG. La cronología de estos trabajos, muestra la necesidad de mejorar la calidad y repetibilidad de las señales registradas, utilizando sistemas de adquisición de señales sEMG, para reducir el costo computacional en el post-procesamiento, reducir la incertidumbre en el análisis en identificación y predicción de movimientos

de la mano, con el propósito de aumentar la fiabilidad en el control de prótesis mioeléctricas. En esta sección se incluye las bases teóricas necesarias que sustentan la innovación al problema planteado y alcanzar el objetivo general del proyecto.

Capítulo III. Metodología seguida en la solución propuesta.

En este capítulo se describe la solución propuesta para resolver el objetivo de diseñar un wearable (textil inteligente) que, con una mínima electrónica, sea capaz de adquirir señales sEMG de los músculos que inducen los movimientos de muñeca de una persona, con una amplitud en voltaje, mínima inducción de interferencias y la mínima presencia de ruido. El desarrollo del wearable se divide en dos secciones: desarrollo del sensor de sEMG (electrodo activo) y cuatro métodos propuestos para validar el sensor; que el dispositivo cumpla con las recomendaciones europeas del SENIAM para sistemas de adquisición sEMG, un análisis en la reproducibilidad de las señales, sin importar el sujeto de pruebas que lo utilice y, dos comparaciones de las señales obtenidas, entre el sistema propuesto y dos sistemas comerciales para adquisición de señales sEMG. Además, se describen dos mediciones realizadas a los electrodos secos para su caracterización.

3.1 Planteamiento del problema

En la mayoría de los sistemas ambulatorios se utilizan electrodos desechables adhesivos de Ag/AgCl. Pero estos electrodos deben ser reemplazados cada día y pueden causar irritación en la piel. Estos son conectados mediante cables a un sistema de adquisición de señales y registros de datos.

Los electrodos de Ag/AgCl requieren de canales iónicos entre la superficie de la piel y el AgCl, lo que significa que requiere de un gel conductivo, o un hidrogel. También requieren cambiar el adhesivo que se utiliza en los electrodos. Se requiere proponer electrodos secos unidos a un sistema electrónico de adecuación de señal EMG portátil junto con textiles inteligentes para el monitoreo reutilizable se señal a largo plazo.

Utilizando un sistema de IA capaz de identificar los potenciales de activación de los músculos que se activan al momento de realizar los movimientos voluntarios y, generar y registrar los patrones de comportamiento de estos músculos al realizar movimientos. Con esta información, establecemos que es posible mejorar la respuesta (dinámica) de las prótesis, generando movimientos cercanos a las características naturales y capaces de emular los movimientos naturales.

3.2 Propuesta de un textil inteligente (wearable) para el registro de señales sEMG

Con el objetivo de obtener un sistema de registro de señales sEMG portable, reutilizable y cuyas señales sean suficientes para poder ser procesadas y analizadas para su uso en identificación de movimientos de la muñeca. En esta tesis se propone el diseño y validación de un wearable de 8 canales para el registro de señales sEMG utilizando electrodos secos de latón. El wearable consiste en una manga elástica removible, lavable y reutilizable la cual porta ocho electrodos activos para el sensado de la señal EMG. Esta manga es colocada alrededor del antebrazo a la altura del codo. Cada uno de los ocho sensores para el registro de señales sEMG es una

propuesta que contiene una propuesta de optimización del diseño electrónico de un electrodo activo convencional. Junto con los ocho sensores, el wearable es complementado con una tarjeta datalog para la adquisición y transmisión de los datos a una computadora, así como del banco de baterías requerido para la alimentación del sistema. En la Figura 16 se muestra un diagrama de flujos de la estructura del wearable.

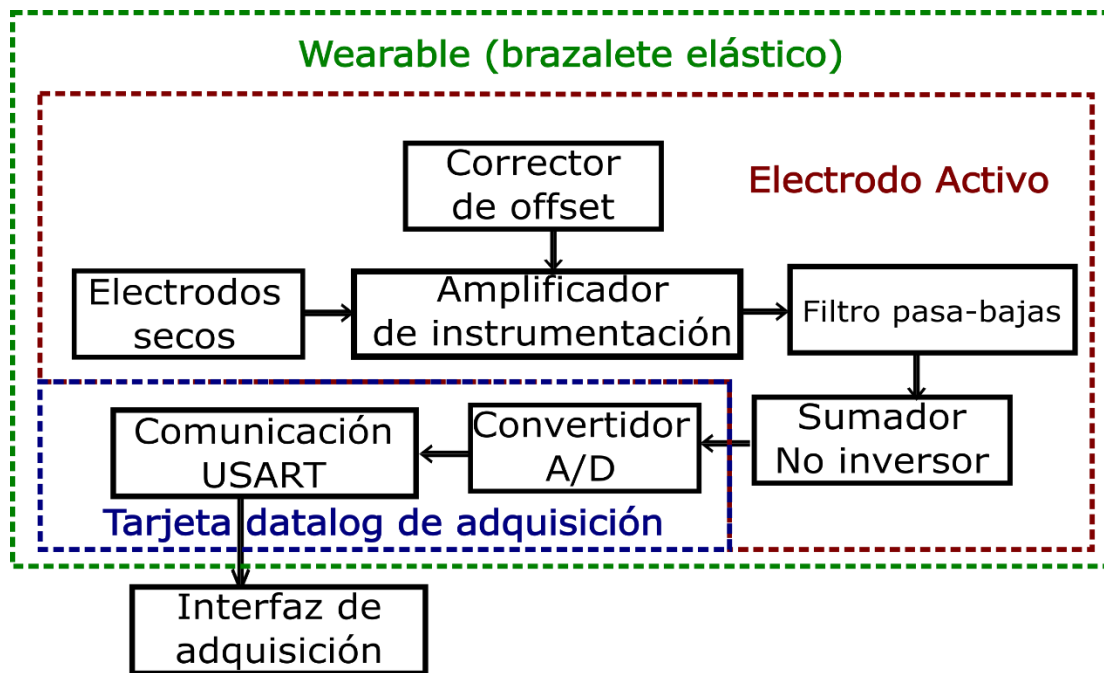


Figura 16. Diagrama de flujo de la composición del wearable propuesto para el registro de señales sEMG.

3.2.1 Propuesta de diseño de un electrodo activo

El electrodo activo propuesto consiste de dos placas de pcb montadas una sobre la otra, donde en la primera placa, mostrada en la Figura 18, se encuentran tres electrodos de latón en forma de moneda colocados en línea recta. Los electrodos

están soldados directamente a la segunda placa, como se ve en la Figura 19, en la cual están colocados los componentes electrónicos que corresponden al sistema de adquisición de señales sEMG.

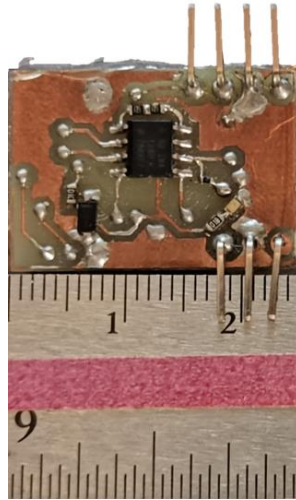


Figura 17. Placa de componentes electrónicos del electrodo activo (AE) con dimensiones 25 X 18 mm.

3.2.1.1 Propuesta del diseño de electrodos secos de latón

Se fabricaron electrodos secos de latón con forma de moneda de 9 mm de diámetro y 1 mm de grosor como se ve en la Figura 19. Se determinó utilizar latón debido a que es un material de fácil maquinado, puede ser bañado en oro en un futuro y es un material resistente a la oxidación, específicamente a líquidos salinos [136], como se muestra en la Tabla 2, teniendo un nivel de oxidación de 4 (buena, adecuado cuando otras alternativas no son económicas) para sustancias como agua de mar (sustancias de mucha salinidad) y un nivel de resistencia a la oxidación de 6 (normalmente excelente) para ambientes con humedad .

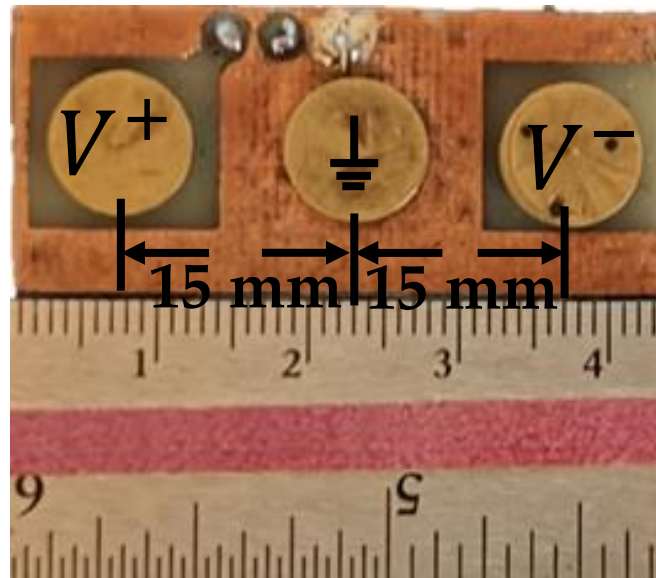


Figura 18. Tamaño de electrodos y distancia entre electrodos, montados en la placa de PCB.

Tabla 2. Tabla de oxidación de diversos metales. Perry's [136].

Materiales	Soluciones Ácidas excluyendo clorídrico (e.g. Fosfórico y sulfúrico).	Ácido Férrico	Agua de mar		Humedad (vapor)	Aire ambiental, ciudad o industrial
			Estática	Turbulenta		
Acero dulce	1	0	4	2	4	3
Cuproníquel, hasta 30% de níquel	4	1	6	6	6	5
Níquel	4	0	3	5	6	4
Latón/aluminio, 76 Cu, 22 Zn, 2 Al.	3	0	4	5	6	5
Plata	4	0	5	5	6	4
Titanio	3	6	6	6	6	6
Zirconio	3	2	6	6	6	6

- 0: Inadecuado, no adecuado para condiciones de corrosión.**
- 1: Deficiente a regular.**
- 2: Regular. Cuando es posible reemplazarlo periódicamente. Uso restringido.**
- 3: Regular a buena.**
- 4: Buena. Adecuado cuando otras alternativas no son económicas.**
- 5: Buena a excelente.**
- 6: Normalmente excelente.**



Figura 19. Electrodo de latón en forma de moneda utilizado para el registro de las señales sEMG.
Tienen 9 mm de diámetro, 1 mm de grosor.

Para cada sensor se soldan tres electrodos de latón a una tablilla de PCB con una distancia inter-electrodos (DIE) de 35 mm, entre los electrodos de adquisición V+ y V- (electrodos de los extremos) en un arreglo lineal de tres electrodos, como se aprecia en la Figura 18. el electrodo del medio es utilizado como el electrodo de referencia, el cual ayuda a reducir las interferencias que afectan la señal.

La placa de PCB de los electrodos secos es sujeta a una sección/hoja de silicona del wearable la cual sirve de aislamiento entre la piel y la placa de PCB y además permite colocar y retirar los sensores de manera rápida y eficiente. Esta manga flexible ayuda a fijar los sensores para reducir la interferencia por artefactos de movimiento. La colocación de la placa de los electrodos secos con la hoja de silicona se muestra en la Figura 20.



Figura 20. Placa de los electrodos secos de latón montada en la silicona para integrar los sensores al wearable.

3.2.1.2 Validación de la propuesta de los electrodos secos

Para validar y comprobar que los electrodos secos de latón propuestos son apropiados como sensores para los electrodos activos, se utilizaron dos métodos. En el primero se mide la impedancia electrodo/piel de los electrodos y se compara con la impedancia electrodo/piel de electrodos húmedos de Ag/AgCl convencionales. En el segundo método se prueba la irritabilidad del electrodo con la piel de acuerdo a los experimentos propuestos por Klaus-Peter Hoffmann et al [137], donde colocan a distintos sujetos de pruebas por 8 días consecutivos sus electrodos propuestos, retirándolos por unos minutos al día para analizar los resultados del experimento.

Medición de la impedancia electrodo/piel

Para realizar la medición de la impedancia electrodo/piel de los electrodos secos de latón se conectan sobre la piel tres electrodos en línea, siguiendo el esquema descrito en la teoría (método de los 3EM). Se conecta a un no-break flotado, un generador de señal constante de un osciloscopio (Agilent Technologies Serie 2000 X, San Francisco Bay Area, USA) el cual alimenta de un voltaje constante de 1 Vp-p al circuito. Se comienza a variar la frecuencia del voltaje inducido de 5 – 10 kHz y se mide la corriente que circula en el circuito. Teniendo los valores de voltaje y corriente del circuito se calcula la impedancia de la piel entre los electrodos 2 y 3. Se realiza esta misma prueba con los electrodos húmedos de Ag/AgCl y se comparan las señales en una gráfica.

Prueba de irritabilidad en la piel

Se colocó uno de los electrodos secos de latón en línea en la piel del antebrazo de un solo sujeto de pruebas (32 años de edad, sujeto sano) por 8 días, con una interrupción de 30 min diarios para registrar las posibles reacciones dérmicas. Este registro se llevó a cabo para demostrar si había alguna reacción cutánea en la piel del sujeto de prueba, esta prueba no es exhaustiva, solo demostrativa y no es el objetivo de este estudio.

3.2.1.3 Innovación en el diseño electrónico de la etapa analógica del sistema de adquisición

La placa de los electrodos de latón es soldada directamente a una placa encima de ésta, la cual contiene los componentes electrónicos de la etapa de amplificación y filtrado de la señal sEMG la cual tiene dimensiones de 25 X 18 mm. La optimización propuesta del diseño electrónico para la etapa analógica de registro de señales sEMG de un electrodo activo, consiste en eliminar el buffer para el acoplamiento de impedancias de entrada entre los electrodos y la etapa pre-amplificadora. También se remueven los filtros pasa altas con una frecuencia de corte de 0 – 20 Hz, frecuencia que corresponde al ruido por artefactos [138], y el filtro eliminador de banda (filtro notch) para la eliminación de la frecuencia de 60 Hz. La etapa de los electrodos es

conectada directamente a un amplificador de instrumentación INA128UA (Texas Instruments, USA), este circuito se aprecia en la Figura 21.

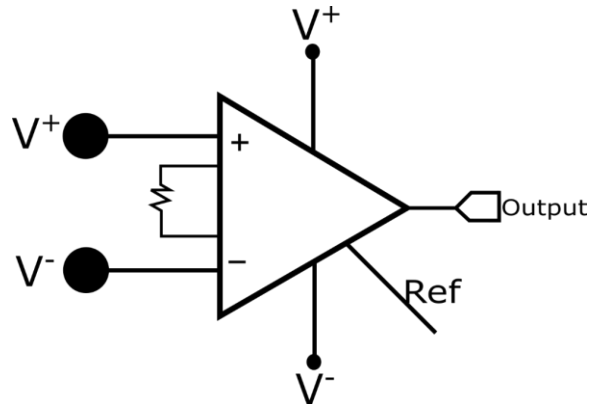


Figura 21. Diagrama electrónico de la etapa de amplificación utilizando un amplificador de instrumentación INA128UA.

Los ruidos por artefacto son reducidos utilizando el circuito integrador con una frecuencia de corte calculada a 20 Hz. Este circuito es utilizado también para eliminar el offset variable del amplificador de instrumentación, el cual se conecta a la terminal de referencia del amplificador. La salida del amplificador de instrumentación es conectada a un filtro pasa-bajas tipo sellen-key de ganancia unitaria con una frecuencia de corte de 400 Hz [139]. La salida de este filtro es conectada a un circuito sumador no inversor, para sumarse a un voltaje de offset de DC de 2.2 Vcd a la señal EMG y así, poder tener toda la señal en valores positivos, esto con la finalidad de poder digitalizar el 100% de la señal. Los diseños de cada circuito descrito se observan en las Figuras 22, 23 y 24.

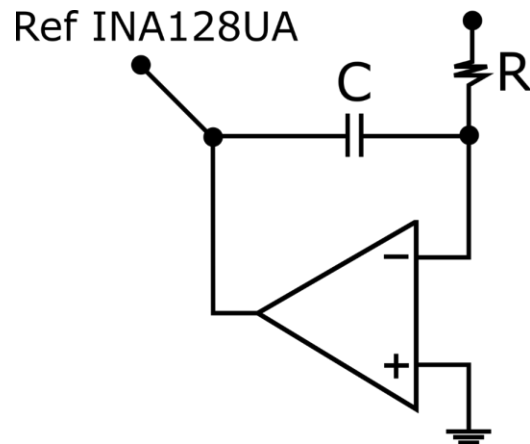


Figura 22. Circuito integrador para corrección de offset con FC de 20 Hz.

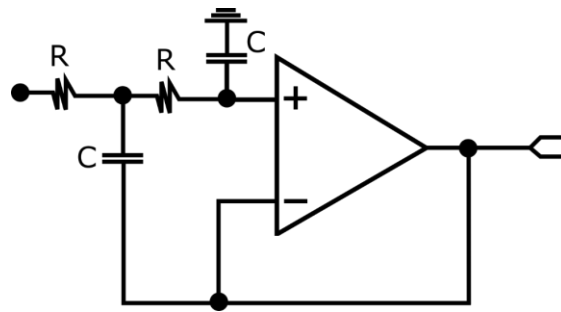


Figura 23. Filtro pasa-bajas tipo Sallen-Key de ganancia unitaria con FC de 400 Hz.

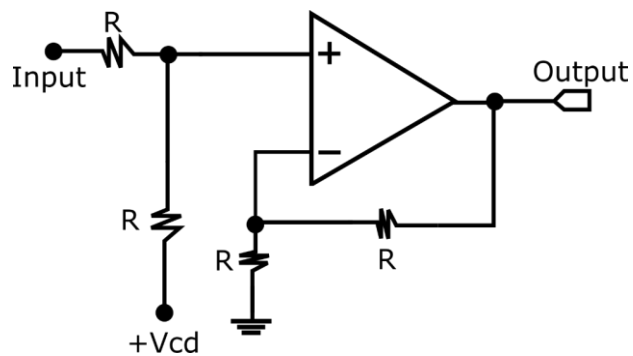


Figura 24. Circuito sumador no inversor utilizado para pasar toda la señal registrada a valores positivos.

Para sustituir circuitos del filtro pasa bajas, el integrador y el sumador no-inversor, se utiliza el circuito integrado OPA4277UA (Texas Instruments, USA). Todos los componentes electrónicos utilizados en la propuesta de diseño son de montaje superficial (SMD), con el propósito de reducir el ruido electrónico de los componentes. En la Figura 25 se muestra el diagrama electrónico de la optimización electrónica propuesta para el electrodo activo (AE).

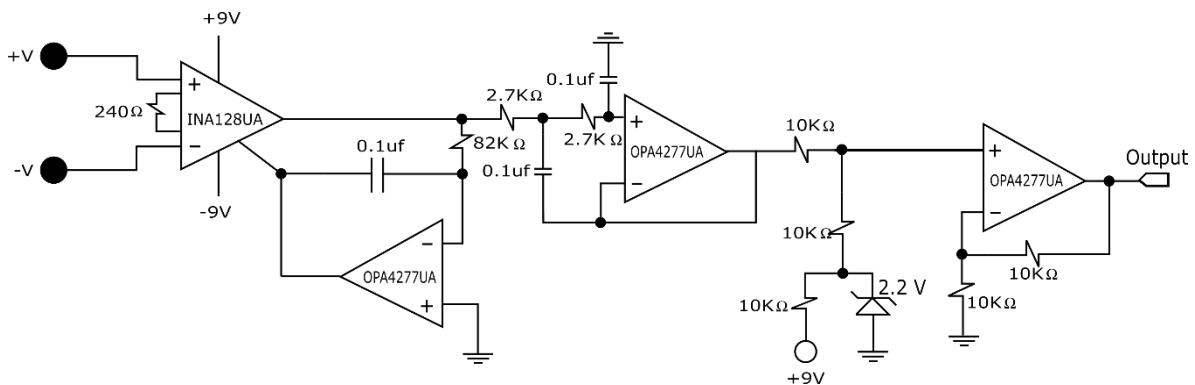


Figura 25. Diagrama completo de la propuesta de optimización del diseño electrónico de un electrodo activo donde se elimina el buffer de entrada y la etapa pre-amplificadora teniendo la etapa de amplificación como circuito de acoplamiento de impedancias. Se eliminaron los filtros pasa altas, utilizando el circuito integrador como corrector de offset y filtro pasa altas. Se eliminó el uso del filtro eliminador de banda (notch) que elimina la banda de 60 Hz.

3.2.1.4 Tarjeta datalog para la adquisición de datos

La tarjeta de adquisición de datos (datalog) consiste en una tarjeta ESP-32 (Espressif System, China) la cual se muestra en la Figura 26, utilizada por su frecuencia de reloj de 240 MHz para la conversión análogo/digital (12 bits, 18 canales, y una frecuencia de muestreo de 1 KHz), en la Tabla 3 se muestran las principales características del módulo ESP-32. La información adquirida es transmitida a una laptop mediante un protocolo de comunicación serial USART-USB con una relación de señales por segundo, velocidad de transmisión o baudrate) de 1 Mbps. La tarjeta es acoplada al wearable cosiendo un adaptador de PCB para la conexión de las terminales de la tarjeta como se aprecia en la Figura 27. El protocolo para la toma y registro de señales de la tarjeta datalog se describe en el diagrama de flujo de la Figura 28.



Figura 26. Tarjeta ESP-32 utilizada para la conversión análogo/digital y la comunicación USART con la computadora para el registro y almacenamiento de los datos.

Tabla 3. Características del ESP-32.

- ⊗ Procesador dual core Xtensa® LX6 de 32 bits
- ⊗ Es compatible Arduino con el plugin adecuado
- ⊗ Velocidad de reloj: Entre 160 Mhz y 240 Mhz
- ⊗ 520 Kb de RAM
- ⊗ Wifi integrado: Acces point & Station
- ⊗ Bluetooth 4.2 2.4 GHz; BT 2.0 y 4.0 BLE
- ⊗ 36 GPIO pins.
- ⊗ 16 x conversor análogo/digital (ADC) de 12 bits de resolución y se pueden programar con límite de entrada a 1V, 2 V y 4V
- ⊗ 2 x conversor digital a análogo DAC de 8 bits.
- ⊗ Pueden definirse hasta 16 canales de modulador de ancho de pulso (PWM).
- ⊗ 2 x UART o puertos serie.
- ⊗ 2 x canales I2C y 4 x canales SPI.

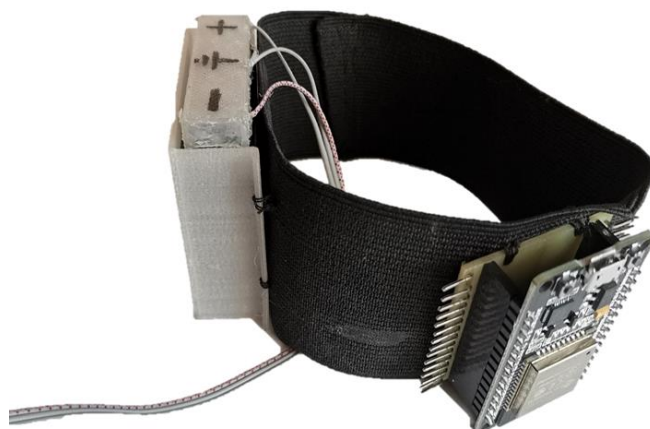


Figura 27. Manga elástica que porta un adaptador para conectar la tarjeta ESP-232 y la fuente de poder que alimenta a los sensores.

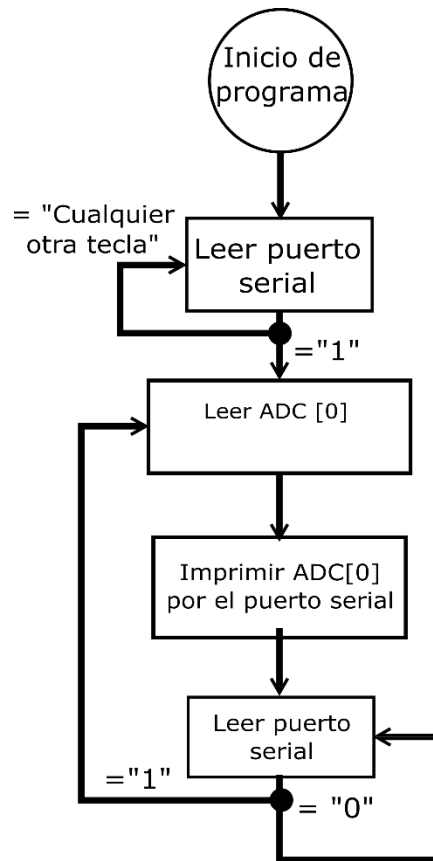


Figura 28. Diagrama de flujo del programa de la tarjeta ESP-32 para la adquisición de datos donde se lee la información proveniente de los sensores, se convierte de análogo a digital se transmite por el puerto serial. La frecuencia de muestreo está programada para 1 kHz.

Los datos son adquiridos utilizando la ventana virtual de código libre Tera-Term® – esta ventana se muestra en la Figura 29 – y la información es almacenada en un archivo txt para su próximo procesamiento. Un ejemplo de este archivo se muestra en la Figura 30.

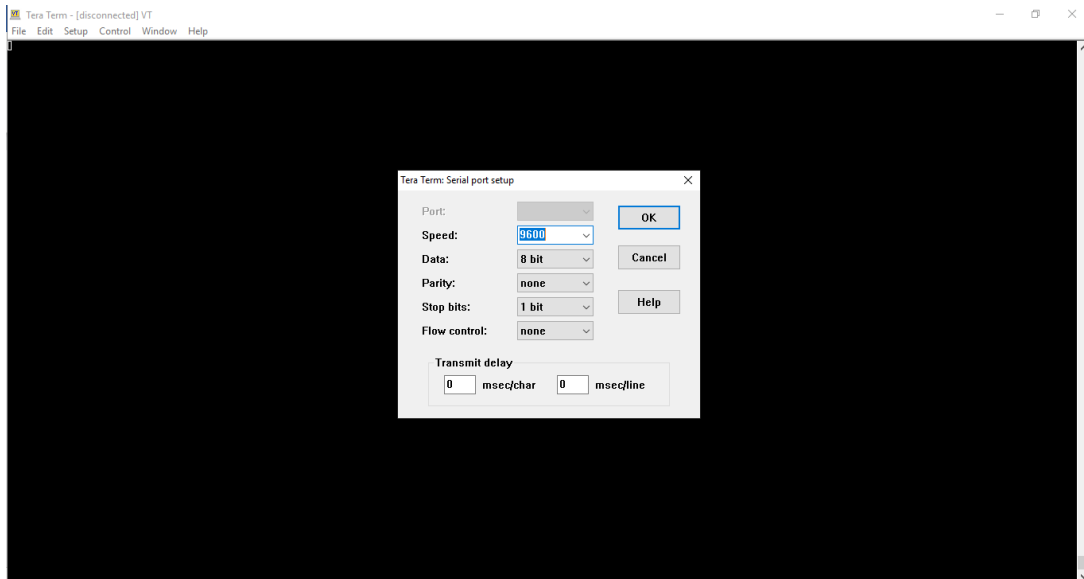


Figura 29. Ventana Tera Term como interfaz de adquisición. Se utiliza esta ventana virtual ya que es posible grabar los datos adquiridos en un archivo .txt y permite mantener intacta la frecuencia de muestreo de 1 kHz.

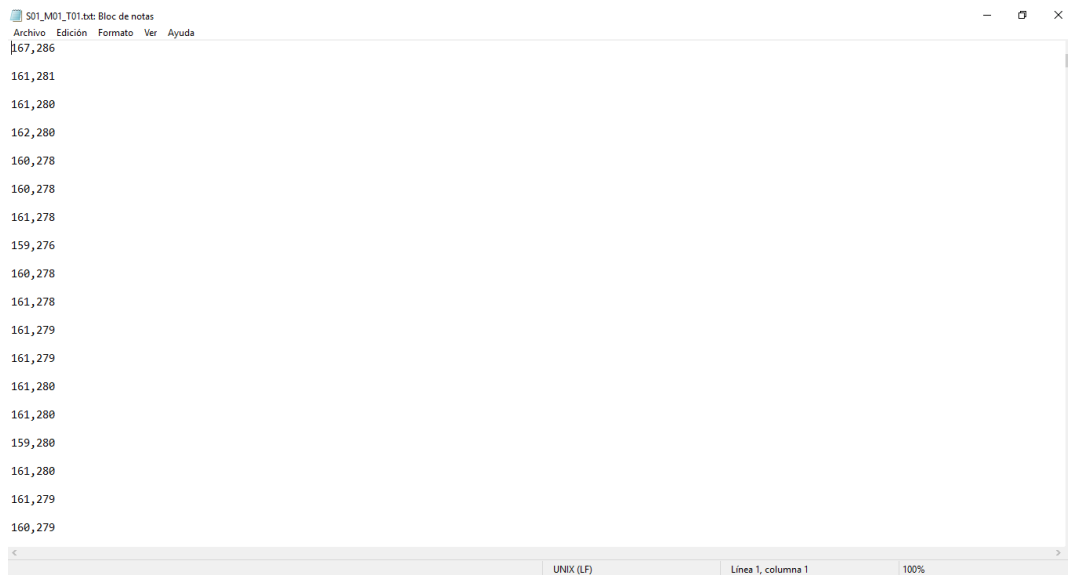


Figura 30. Ejemplo de uno de los archivos txt guardados con los datos adquiridos de dos sensores utilizando la ventana Tera Term.

En la Figura 31 se muestra la colocación del wearable con los dos sensores montados en una carcasa para su protección y su conexión con la tarjeta de adquisición y la unidad de alimentación (banco de poder).

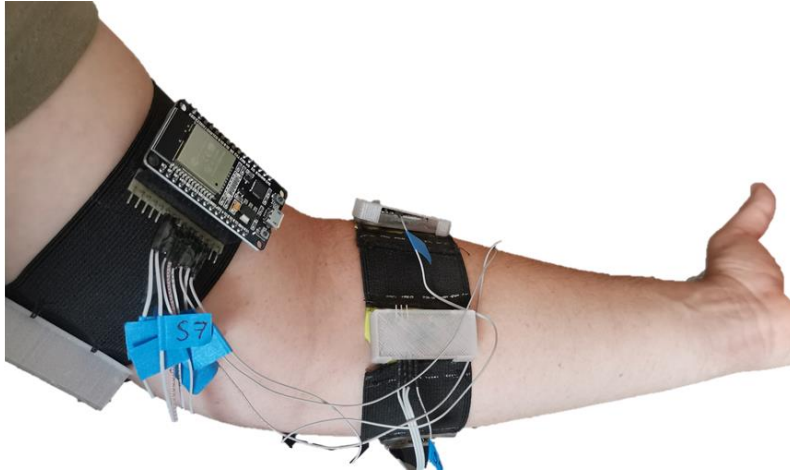


Figura 31. Foto del wearable montado en el brazo y antebrazo para el registro de señales. Se muestra la tarjeta datalog de adquisición, 2 canales de adquisición con su carcasa de protección y la unidad de alimentación.

3.2.2 Pruebas de validación para el electrodo activo

Se seleccionaron cuatro métodos para validar el correcto funcionamiento del electrodo activo como sistema para el registro de señales sEMG. El primer método de validación consiste en evaluar las recomendaciones establecidas por el SENIAM para este tipo de sistemas [140], y así asegurar su correcto funcionamiento. El propósito del segundo método de validación es comparar solamente la propuesta de optimización del diseño electrónico como sistema de adquisición de señales

sEMG contra un sistema comercial. En este protocolo, solo se evalúa la respuesta del sistema sin tener en cuenta el tipo de electrodos utilizado. El tercer método de validación tiene el propósito de comprobar la reproducibilidad del electrodo activo propuesto como sistema de adquisición, esto al probar el sistema con diferentes sujetos de prueba y, medir la variabilidad de la calidad de las señales obtenidas de cada sujeto de pruebas (mediante la calidad de las señales obtenidas calculadas utilizando su valor de SNR). El cuarto método de validación consiste en comparar el porcentaje de clasificación de siete movimientos adquiridos por tres sujetos de pruebas distintos, utilizando el sistema de sensado propuesto y un sistema de adquisición comercial (Noraxon). Se utiliza el método de extracción de características en el dominio del tiempo MAV, debido a que es el método más común reportado en la teoría para separación de clases para movimientos de la mano. Se utilizan dos métodos de clasificación de clases, muy utilizados en la teoría debido a su simplicidad en costo computacional. Más allá de la correcta clasificación de los movimientos se busca mostrar una comparación en el desempeño de los clasificadores, utilizando señales adquiridas tanto con un sistema comercial como con el sistema de adquisición de señales aquí propuesto.

3.2.2.1 Método de validación 1. Aplicando las recomendaciones europeas del SENIAM

El correcto funcionamiento del electrodo activo se evalúa utilizando una serie de recomendaciones del proyecto europeo SENIAM para sensores EMG [124]. De acuerdo a las recomendaciones del SENIAM, se establece una relación de rechazo

en modo común (CMRR), debe ser mayor a 96 dB para una correcta reducción del ruido en modo común. También establece que la ganancia del sensor/sistema debe ser la suficiente, para permitir que la señal de salida quede en un rango de voltaje adecuado, de acuerdo a los requerimientos del conversor A/D. Con respecto al ancho de banda, el SENIAM recomienda que la frecuencia de corte más baja debe ser menor a 10 Hz para un análisis espectral de EMG y, cerca de los 20 Hz para realizar análisis de movimientos [77]; la frecuencia de corte para las frecuencias superiores, se recomienda alrededor de los 500 Hz para la mayoría de las aplicaciones de EMG [77]. Los siguientes parámetros fueron obtenidos del EA para la evaluación y validación del sistema de adquisición, siguiendo la Tabla 1 de valores recomendados por el SENIAM descrita por Merletti [77].

3.2.2.2 Método de validación 2: Reproducibilidad del sensor con diversos sujetos de pruebas (2 canales, 11 sujetos de pruebas)

Como segundo método de validación, se propone medir la repetibilidad del sistema para la medición de señales sEMG para distintos sujetos de pruebas. Para lograr esto, se propone obtener una base de datos de señales sEMG de once sujetos de pruebas (seis hombres y cinco mujeres, con un promedio de edades de 27.5 +- 3.4 años) al momento de realizar siete distintos movimientos de muñeca (apertura y cierre de mano, flexión y extensión de muñeca, pronación y supinación de muñeca y símbolo de "OK" donde el dedo índice y el pulgar se tocan haciendo una pequeña presión), teniendo el sensor colocado justo encima del músculo palmar larga en el

antebrazo. Se selecciona este musculo debido a que hay una buena amplitud de señal en este musculo, al momento de realizar movimientos como flexión y cierre de muñeca. En la Figura 32 se muestran los movimientos desarrollados por los sujetos de pruebas para la obtención de la base de datos.



Figura 32. Foto de 7 Movimientos.

A cada sujeto de pruebas se le entrega una hoja de consentimiento informado que firma, donde se le explica el protocolo a seguir de la toma de señales y el objetivo de su aportación al experimento. Esta hoja se encuentra en el Anexo A. El sujeto se sienta en un banco con la espalda recta y el brazo derecho descansando a 90° sobre una mesa. Se le coloca la banda que porta la fuente de poder y la tarjeta datalog en el brazo, y la banda/brazaletes que contiene los electrodos activos/sensores sobre el antebrazo, asegurando que el primer electrodo quede colocado sobre el músculo palmar largo y el sensor del canal 2, quedará alineado sobre el músculo antagonista (extensor radial del carpo). Posteriormente, se interconectan las tarjetas y la computadora para comenzar el registro. En la Figura 31 se muestra al sujeto de prueba portando los brazaletes, listo para comenzar el registro de las señales. El software utilizado para el registro de las señales es el Tera-Term®, el cual me

permite una velocidad de transmisión de 1 Mbps y guardar la información en un archivo TXT. El archivo se guarda con una secuencia de nombre como, por ejemplo: S01_M01_T01, donde S01 se refiere al sujeto 1, M01 se refiere al movimiento 1 (apertura de mano) y T01 se refiere al test 1 (de dos).

Una vez conectado el wearable a la computadora y el sujeto de pruebas en posición, en la ventana virtual se introduce el número “1” utilizando el teclado de la computadora, provocando el inicio del registro y transmisión de los datos. Con la ayuda de un metrónomo – con una velocidad de 20 bps – se comienza el proceso al escuchar el primer click del metrónomo. El sujeto de pruebas se encuentra con el brazo en reposo y realiza el primer movimiento (apertura de mano) al momento de escuchar el segundo click del metrónomo. La duración del movimiento debe ser de 1 a 2 segundos y es supervisada para ayudar al sujeto de pruebas a controlar que el movimiento no exceda este tiempo. El movimiento consiste en tres etapas: estado de reposo, estado activo (realizar movimiento), y regresa al estado de reposo. El sujeto de pruebas repetirá el movimiento al escuchar cada click del metrónomo, hasta completar trece repeticiones del mismo movimiento. Para finalizar el registro se oprime la tecla “0” para detener el programa y almacenar los datos registrados. Este protocolo es repetido para siete movimientos. El protocolo de adquisición descrito se resume en el diagrama de flujo de la Figura 33. El protocolo también se describe a continuación por tiempos.

1. Estado estable (sin movimiento): del segundo 0 al segundo 3.
2. Ejecución de uno de los siete movimientos: del segundo 3 al segundo 5.
3. Retorno al estado estable: del segundo 5 al segundo 6.
4. Repetir trece veces los pasos 1 al 3 para el mismo movimiento, y

5. Fin del registro.

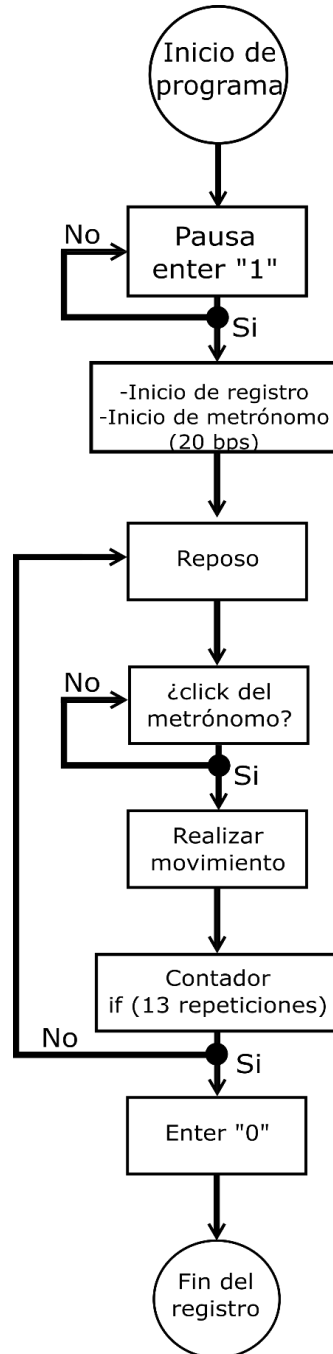


Figura 33. Diagrama de flujo del protocolo de registro de las señales utilizando la interfaz de la ventana virtual de TeraTerm®.

Cada archivo guardado, posee la información registrada en 42 segundos de registro, para dos canales de registro (CH1 y CH2). Cada sujeto de pruebas realiza este protocolo dos veces para cada uno de los siete movimientos. Por lo que la base de datos obtenida se compone de 7 movimientos, 13 repeticiones, 2 veces todo el experimento, 11 sujetos de pruebas y 2 canales de registro, lo cual nos brinda una base de datos de 4004 señales para siete movimientos de muñeca adquiridas de dos músculos del antebrazo.

A continuación, se describe el programa de Matlab desarrollado para cargar los datos registrados y separarlos por canal y por movimiento, así como cambiar su magnitud a valores de voltaje y el número de muestras a escala de tiempo. El programa desarrollado en Matlab consiste en primero cargar 14 archivos (los cuales corresponden a siete movimientos realizados dos veces cada secuencia para un solo sujeto de pruebas). En la matriz cargada para cada archivo, las columnas corresponden a cada canal de registro (2) y las filas corresponden a los valores obtenidos mediante la tarjeta datalog de adquisición (~50,000). El siguiente paso consiste en pasar la magnitud de valores de ascii a voltaje y posteriormente separar cada movimiento, canal y número de experimento (T1 y T2). Finalmente, estos datos son almacenados en dos matrices, para un futuro post-procesamiento. Este protocolo se observa en la Figura 34. Para obtener los valores de SNR, las matrices son cargadas en otro programa de Matlab, y utilizando una función generada, a cada señal primero se pasa la línea central de magnitud a cero, luego se normalizan los datos siguiendo la fórmula de la ecuación (26).

$$V_{max} = \max [V(t)] \quad (25)$$

$$\alpha_i = \frac{1}{V_{max}} \quad (26)$$

A cada una de estas señales se le calculó su valor de SNR (relación señal a ruido) utilizando la ecuación (26) [45]. Para obtener el SNR de una señal, es necesario calcular la raíz cuadrática media (RMS) de la parte de interés de la señal ($V_{rms-contracción}$) del movimiento, y el RMS de la parte en reposos de la misma señal ($V_{rms-stable}$). Con la ayuda del metrónomo se mantiene un control del registro de movimientos en ventanas de tiempo específicas. Se seleccionan solo las ventanas correspondientes a los movimientos realizados para calcular el valor RMS (tanto del movimiento como de la señal de reposo). El SNR se obtiene entonces de la siguiente ecuación:

$$SNR = 20 \log_{10} \left(\frac{V_{RMS-contracción}}{V_{RMS-estable}} \right) \quad (27)$$

De acuerdo a Synderby et al [127], una señal sEMG que tenga artefactos motores mínimos, tendrá un valor de SNR >50 dB, mientras que una señal sEMG ruidosa tendrá un valor de SNR < 15 dB. Este protocolo de post-procesamiento se resume en el diagrama a bloques de la Figura 35.

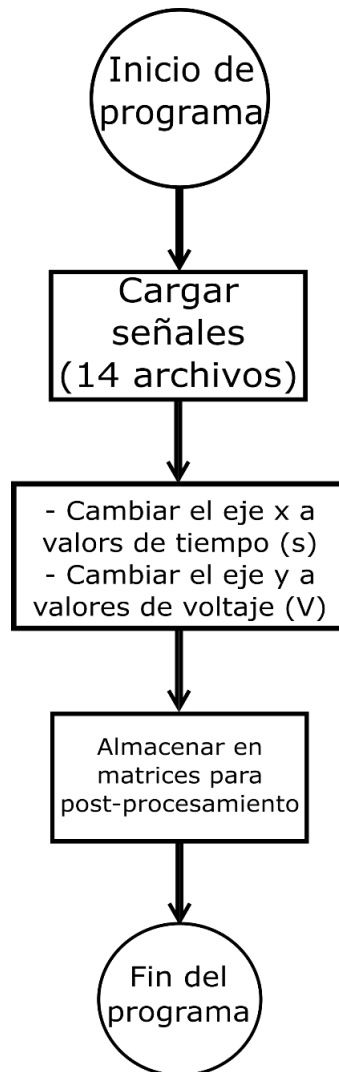


Figura 34. Protocolo para el acondicionamiento de las señales en Matlab (pre-procesamiento).

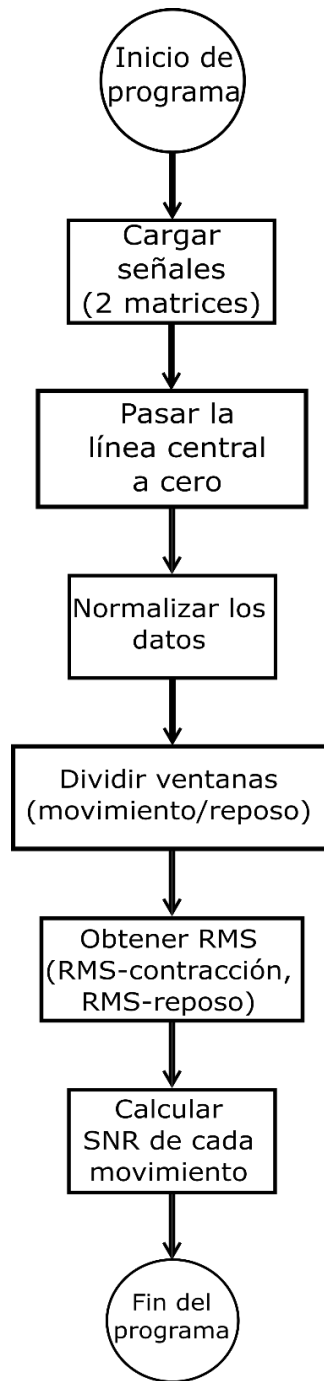


Figura 35. Post-procesamiento de las señales utilizando Matlab. Cálculo del RMS para cada ventana de movimiento y las etapas de reposo para calcular el SNR de las señales.

3.2.2.3 Método de validación 3: Comparación del valor de SNR contra un dispositivo comercial (1 canal, 1 sujeto de pruebas)

Para validar concretamente el sistema de adquisición de señales sEMG (optimización propuesta del diseño electrónico) se compara el valor de SNR (uno de los marcadores de la calidad de la señal) entre el diseño de electrodo activo propuesto y un sistema de adquisición comercial (Shimmer[®], Shimmer3 EMG, Boston, USA) – el cual se muestra en la Figura 36 – al registrar una señal, producto de una contracción muscular obtenida de manera simultánea por ambos sistemas, mediante el uso de tres electrodos húmedos de Ag/AgCl en línea sobre el músculo palmar largo. El experimento se realiza por un solo sujeto de pruebas (30 años, diestro con musculaturas sana). Se colocan tres adaptadores encima de cada uno de los electrodos húmedos, lo cual permite conectar los cables del sensor Shimmer, y a través de un cable colocado en el adaptador se conecta al electrodo activo aquí propuesto.



Figura 36. Sensor Shimmer3 EMG. El Sistema es conectado a electrodos húmedos para realizar el sensado y transmite la información por medio de bluetooth al sistema principal.

Como lo muestra la Figura 37, los electrodos de los extremos (1 y 3) con utilizados para la adquisición diferencial ($V+$ y $V-$) con una DIE de 30 mm. El electrodo del centro (2) es utilizado como el electrodo de referencia.



Figura 37. Colocación de los electrodos húmedos de Ag/AgCl sobre el SP para la adquisición simultanea entre los dos sistemas (el sistema comercial Shimmer y el sensor propuesto).

El protocolo para el registro el registro de las señales – descrito temporalmente – se describe a continuación:

1. Estado estable (sin movimiento): del segundo 0 al segundo 5.
2. Ejecutar uno de los siete movimientos: del segundo 5 al segundo 20.
3. Estado estable (sin movimiento): del segundo 20 al segundo 30.
4. Fin del registro.

Esta señal (registro) es dividida en tres secciones: reposo, movimiento y reposo nuevamente. Se utiliza el protocolo de la Figura 35 (segundo diagrama de flujo de los programas de Matlab) para realizar el acondicionamiento de las señales y la obtención de los valores de SNR, de los 7 movimientos para los dos sistemas de adquisición.

3.2.2.4 Método de validación 4: Comparación del porcentaje de clasificación de 7 movimientos contra un sistema comercial (2 sensores, 3 sujetos de pruebas)

Como cuarto método de validación, se propuso comparar el porcentaje de clasificación de siete movimientos de muñeca obtenidos a partir de señales registradas de tres sujetos de pruebas, utilizando el electrodo activo propuesto y comparando los resultados contra los registros obtenidos, utilizando un sistema comercial (Noraxon, Desktop DTS, Arizona, Estados Unidos) el cual se muestra en la Figura 38. Este experimento se llevó a cabo durante la estancia de investigación en el departamento de Ingeniería de Rehabilitación y Prevención en el Instituto Helmholtz en la Universidad RWTH en la ciudad de Aachen, Alemania, bajo la tutoría de la Dra. Catherine Disselhorst-Klug. En el experimento participaron 3 sujetos de pruebas, a los cuales se les informó del propósito del experimento, así como del protocolo a seguir, el cual es el mismo protocolo descrito previamente para el método de validación 2 y que se puede observar en el diagrama de flujos de la Figura 34.

Una vez obtenida la base de datos – la cual se compone de: 2 canales, 7 movimientos, 13 repeticiones, 3 sujetos de pruebas, y 2 veces todo el experimento, forman una base de datos de 1,092 señales o datos – se procede al pre-procesamiento de la señal, el cual consiste en separar los dos canales adquiridos, pasar los valores de magnitud a valores de voltaje, pasar el centro de la señal a cero y normalizar las señales para poder comparar los sistemas, tanto para las señales adquiridas con el sistema propuesto como con el sistema comercial Noraxon.

Para realizar el análisis de extracción de características de las señales se llevó a cabo el protocolo de procesamiento que se muestra en la Figura 39 para las bases de datos obtenidas tanto con el sistema propuesto como con el sistema comercial.



Figura 38. Sistema comercial para la adquisición de señales sEMG Noraxon.

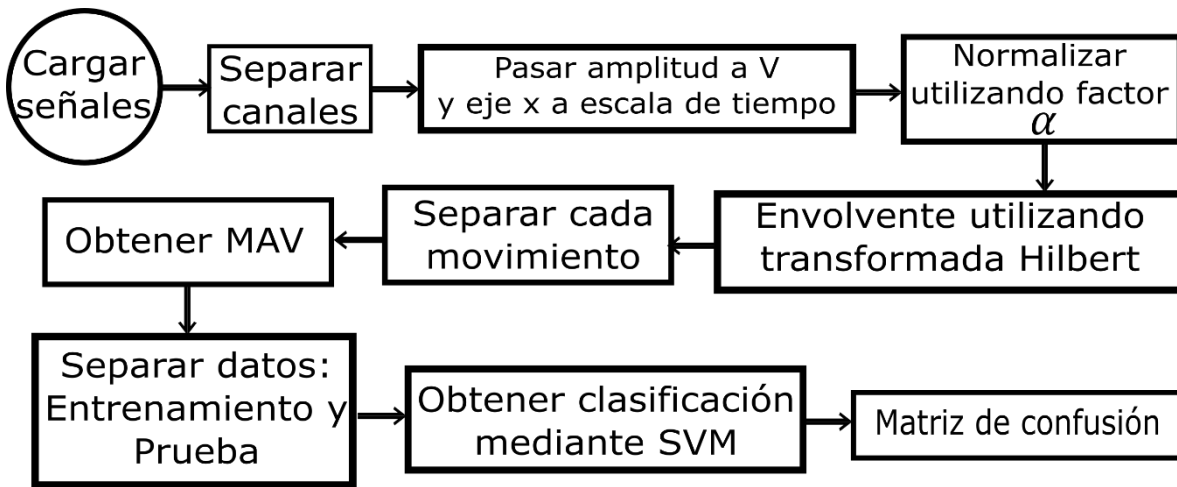


Figura 39. Diagrama de bloques del protocolo de validación 4 mediante la comparación del porcentaje de clasificación contra un sistema de adquisición comercial. Se obtiene su valor de amplitud máxima (característica en el dominio del tiempo) y se utilizan dos clasificadores para la identificación de movimientos, SVM y KNN.

La base de datos es cargada al software a utilizar (MATLAB) y se procede a realizar el pre-procesamiento de los datos, el cual consiste en cambiar los valores del eje 'y' a valores de voltaje (V) y los valores del eje 'x' a valores de tiempo (s), además de seccionar las señales en ventanas (activación de movimiento y reposo). Una vez que se tienen las señales normalizadas, se calcula la señal envolvente utilizando la transformada Hilbert. Posteriormente se calcula el valor MAV de la envolvente de cada movimiento registrado. Se concatenan los valores MAV obtenidos en un vector de 210 X 1 datos (en el caso del análisis con un solo sujeto de pruebas, 30 datos por movimiento) y 630 X 1 el vector de datos para el análisis de 3 sujetos de pruebas. Para la etapa del clasificador se utilizaron 2 métodos, máquinas de soporte vectorial (SVM) uno contra todos (one vs all) para poder realizar un análisis multiclase y obtener el porcentaje de clasificación de cada uno de los siete movimientos contra el resto de los movimientos. Este porcentaje de clasificación se obtuvo de la siguiente manera: se asigna un 1 como etiqueta a uno de los movimientos (clase 1) y un -1 al

resto de los movimientos (clase 2). Se ordenan los datos en un vector de 210 X 3 (para un solo SP) y 630 X 3 (para 3 SP). Este vector se ordena de manera aleatoria donde la primera columna pertenece a los valores MAV del canal uno, en la columna dos los valores MAV del canal dos y en la columna tres las etiquetas de 1 y -1 para cada movimiento analizado. Se hace una clasificación con el 50% de datos para una clase (+1) y 50% de los datos para la otra (-1). Ya que la clase positiva para cada caso analizado es de 30 datos, de los 180 datos restantes de la clase negativa se seleccionan 30 datos de manera aleatoria. Teniendo esta nueva matriz con 30 datos para una clase y 30 para la otra, se mezclan los datos aleatoriamente y posteriormente, se utiliza el método de validación cruzada de k iteraciones o *K-fold* para dividir los datos en k subconjuntos (k vale 10 para el análisis), para asegurar una separación entre los datos utilizados para entrenamiento y prueba más homogénea y, evitar resultados de porcentaje de clasificación sean producto del azar. Los datos son analizados utilizando la función de *fitsvm* de Matlab con un kernel 'rbf' (o gaussiano) para ajustar la frontera de decisión para la separación de los casos, obteniendo 8 clasificaciones. Por último, se obtiene la matriz de confusión de cada movimiento, y utilizando estos valores para calcular la exactitud, la sensibilidad, la precisión y la especificidad del algoritmo de aprendizaje.

Para el análisis de clasificación utilizando el vecino más cercano, se realizan cuatro análisis de clasificación. Se sigue el protocolo de procesamiento descrito en la Figura 39 hasta la separación de cada movimiento. Se obtiene el valor de MAV tanto de la base de datos obtenida con el sistema propuesto como del sistema comercial Noraxon utilizando dos métodos. Para el método de ventaneo se secciona cada una de las ventanas de la activación muscular de cada movimiento y cada ventana se subdivide en ventanas de 100 ms; posteriormente se obtiene el valor MAV de cada

ventana y finalmente se calcula el valor promedio para cada movimiento realizado. El ventaneo se describe en la Figura 40.

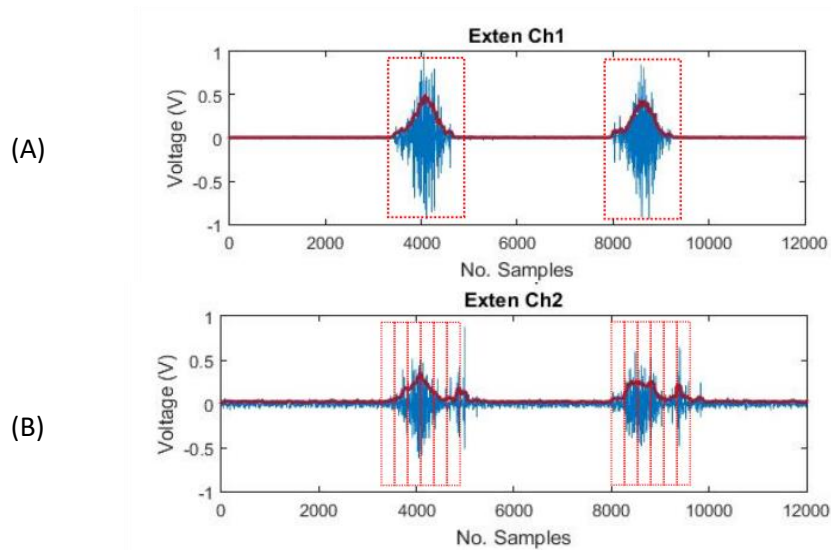


Figura 40. Método de ventaneo para la obtención de los valores MAV de cada movimiento. (A) Una sola ventana obteniendo el valor de MAV de la envolvente. (B) Promedio valores de MAV de ventanas de 100 ms.

El segundo método para obtener los valores de MAV consisten en seleccionar la ventana de cada movimiento realizado y obtener la envolvente de la señal mediante la transformada de Hilbert, luego obteniendo el valor absoluto de la señal y suavizando posteriormente la señal obtenida. A continuación, se calcula el MAV de la señal envolvente, teniendo un valor MAV por cada movimiento realizado. Se genera una tabla con los datos de entrenamiento y prueba y con las etiquetas de cada movimiento (1 – 7). Se utiliza la app de Matlab “Classification Learner”, donde se ingresa la matriz con los datos y las etiquetas y se selecciona un análisis de KNN con un $K=10$, que realizará un análisis de separación de clases de “todos contra todos”.

3.2.2 Fuente de alimentación

Los electrodos activos funcionan con una fuente dual de ± 9 Vcd, mientras que la tarjeta de adquisición de datos ESP-32 funciona con +3.3 Vcd. Ambas fuentes se interconectan mediante la terminal de tierra. Cada electrodo activo consume 10.3 mA. Siguiendo la ecuación (28) calculamos el tiempo de descarga de 2 sensores funcionando de manera simultánea con dos baterías recargables de 9 Vcd de 300 mAh.

$$\textit{Tiempo de descarga} = \frac{\textit{Carga eléctrica de la batería}}{\textit{Consumo eléctrico del dispositivo}} \quad (28)$$

Sustituyendo los valores de corriente medidos y la carga eléctrica de las baterías se obtiene:

$$\textit{Tiempo de descarga} = \frac{300 \textit{mAh}}{10.3 \textit{mA}} = 29.1 \textit{ horas}$$

3.2.3 Diseño de la carcasa que contendrá al electrodo activo propuesto

En la Figura 41 se muestra la carcasa diseñada y construida para proteger los electrodos activos durante su uso. La carcasa tiene las dimensiones de 50 X 20 X 10 mm y es impresa en 3D utilizando ABS. La elasticidad del material permite poder colocarlo y retirarlo del electrodo activo sin dañar el dispositivo.

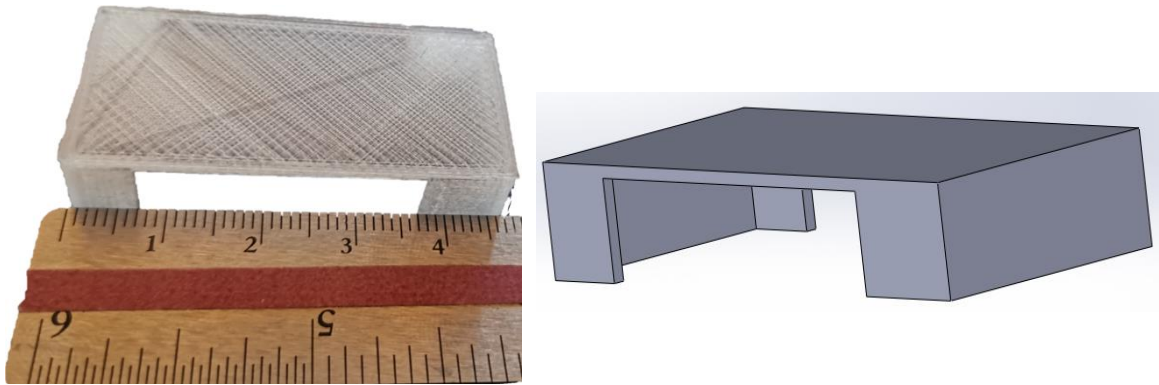


Figura 41. Carcasa que protege el electrodo activo (50 X 20 X 10 mm), las paredes tienen un espesor de 1 mm. La carcasa es impresa en una impresora 3D en material de ABS.

En este capítulo se describió el proceso de construcción de la optimización del diseño clásico electrónico del electrodo activo, donde se establece que al eliminar 3 etapas, normalmente utilizadas en el diseño de muchos electrodos activos, el sensor aquí propuesto es capaz de entregar señales sEMG de buena calidad, con el mínimo de ruido en las señales e interferencias posibles. En este capítulo se proponen 4 métodos de validación para el sistema de adquisición de señales sEMG, con los cuales quedará comprobada la eficiencia del sensor y la calidad de las señales que éste mismo provee, con el propósito de generar una base de datos confiable y reproducible de la respuesta muscular, así como diversos movimientos de mano y muñeca. En esta sección también se establecen 2 métodos descritos para la

caracterización de electrodos secos de latón, propuestos en esta tesis, como los electrodos de sensado que estarán en contacto con la piel. Aclaro que estos electrodos no han sido probados en número suficiente en sujetos de prueba.

Capítulo IV. Resultados experimentales y sus discusiones

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos para cada uno de los métodos de validación propuestos para el sensor de señales sEMG (electrodo activo). Como primer método de validación se describen los valores medidos de las características establecidas por el SENIAM para sensores sEMG como el CMRR, su SNR, la amplitud de la señal entregada por el sistema el ancho de banda correspondiente para señales EMG, entre otras. Para el segundo método de validación se mencionan los resultados de la prueba de reproducibilidad del sistema mediante el análisis de señales registradas a 11 SP y haciendo una comparación estadística de los resultados obtenidos. Se realizan dos comparaciones del sistema propuesto con sistemas de registro de señales sEMG comerciales (métodos de validación 3 y 4): En la primera comparación de sistemas, se utiliza un solo SP y se registran simultáneamente 7 diferentes movimientos de muñeca entre los sistemas de registro de señales, y se comparan los valores de SNR obtenidos de cada sistema. En el segundo método de comparación de sistemas el nuestro y otro comercial, se describen los resultados obtenidos del porcentaje de clasificación de 7 movimientos registrados entre 3 SP, utilizando dos métodos de clasificación (SVM y KNN) y un método de extracción de característica en el dominio del tiempo (MAV). Se describen también los resultados de dos mediciones realizadas para caracterizar los electrodos secos de latón propuestos: medición de la impedancia electrodo/piel y se realizó una prueba de irritabilidad del metal sobre la piel del antebrazo.

4.1 Validación de los electrodos secos

4.1.1 Medición de la impedancia electrodo/piel

En la Figura 42 se muestra la gráfica comparativa de la impedancia electrodo/piel entre los electrodos secos de latón propuestos y los electrodos húmedos de Ag/AgCl. Se puede observar que la respuesta es muy similar con respecto de la frecuencia, lo que quiere decir que los electrodos propuestos no se apondrán al paso de electrones, permitiendo un buen sentido previo a la electrónica propuesta.

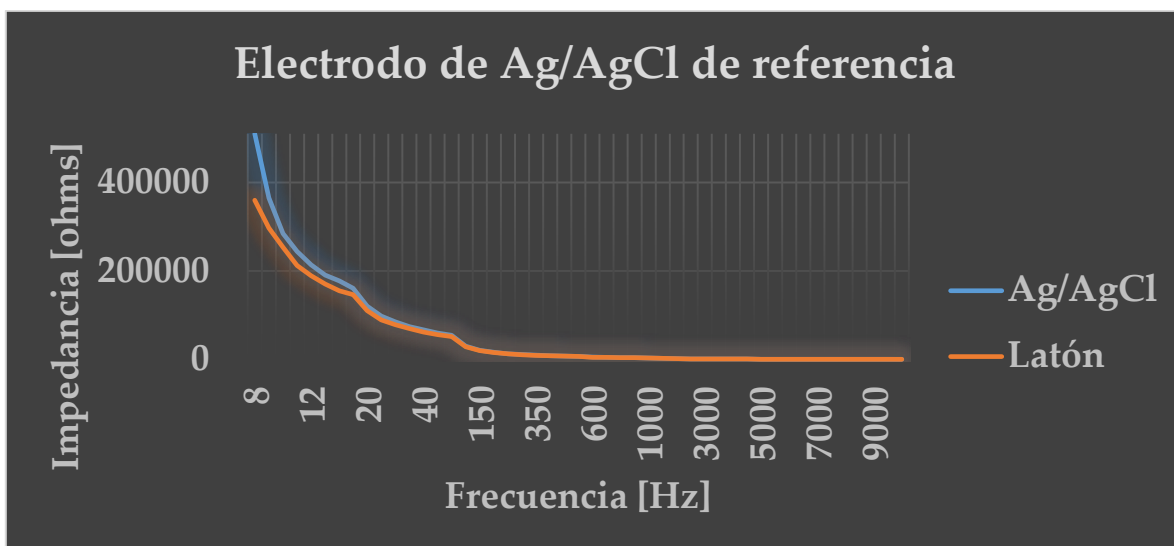


Figura 42. Impedancia electrodo/piel con respecto de la frecuencia. Línea azul, respuesta del electrodo húmedo de Ag/AgCl. Línea naranja, respuesta del electrodo seco de latón propuesto.

4.1.2 Prueba de irritabilidad del electrodo

Se sujetó una de las lunetas de latón utilizando una venda impermeable (Tegaderm™, 3M) por 8 días. Se retiró por 30 minutos al día para inspeccionar el área de contacto del electrodo con la piel y cambiar la venda adhesiva plástica. En la Figura 43 se observa la piel tras retirar la luneta de latón, 24 horas después de haberla

colocado. En la Figura 43 se muestra la piel tras los efectos de haber tenido la luneta de latón colocada por 8 días.

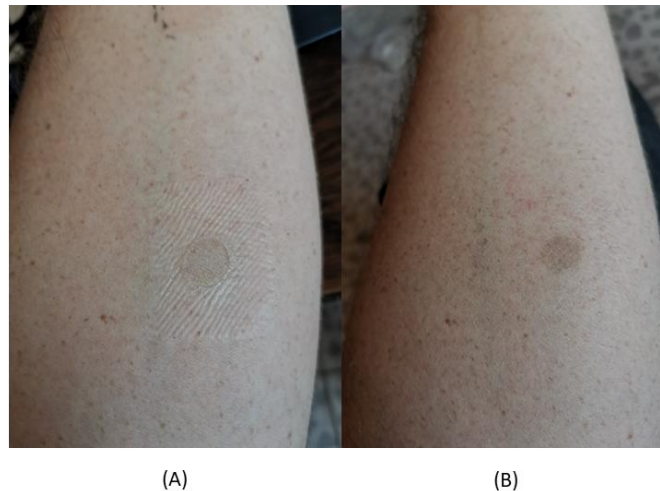


Figura 43. (A) Inspección del efecto del electrodo seco de latón a la piel después de 24 horas de uso continuo. (B) Inspección del efecto del electrodo seco de latón a la piel después de 8 días de uso continuo.

Se puede observar que a partir de las primeras 24 horas de uso continuo del electrodo seco de latón se queda una mancha generada por la sudoración propia de la piel al contacto con el metal. 8 días después se observa que la mancha no incrementa y no se genera ningún tipo de reacción por parte de la piel que indique algún tipo de irritación o aversión al contacto del material metálico. Es evidente que no es una prueba definitiva y que hay que realizar mayores estudios en diferentes tipos de piel y sobre diferentes zonas del cuerpo. Lo que se presenta es una evidencia de que este electrodo seco puede, con los estudios adecuados, sustituir a electrodos húmedos convencionales.

4.2 Método de validación 1, validación del sistema analógico para la adquisición de señales sEMG mediante la medición de las recomendaciones europeas del SENIAM

Para el primer método de validación se midieron y calcularon algunos parámetros eléctricos para el diseño y construcción de sistemas de adquisición de señales sEMG basados en las recomendaciones establecidas por el proyecto europeo SENIAM:

1. CMRR: se obtuvo un valor calculado de 96 dB, el cual es un valor adecuado para un dispositivo sEMG wearable.
2. Amplitud: La salida de una señal típica/característica de EMG durante una flexión de muñeca se muestra en la Figura 44. El SENIAM recomienda que la ganancia del sistema de adquisición debe ser de un rango determinado por los límites y resolución del convertidor A/D; en el caso del sistema/sensor propuesto, la amplitud final de la señal adquirida y acondicionada debe ser menor a 2 Vcd debido al rango de voltaje del ADC de Micro-chip (3.3 Vcd). Por lo que la ganancia del amplificador es calculada en un valor de 250 y al medirla se obtiene un valor real de 245, obteniendo a la salida del sistema señales en la ventana de 200 mVp-p a 2 Vp-p, como se muestra en la figura siguiente.

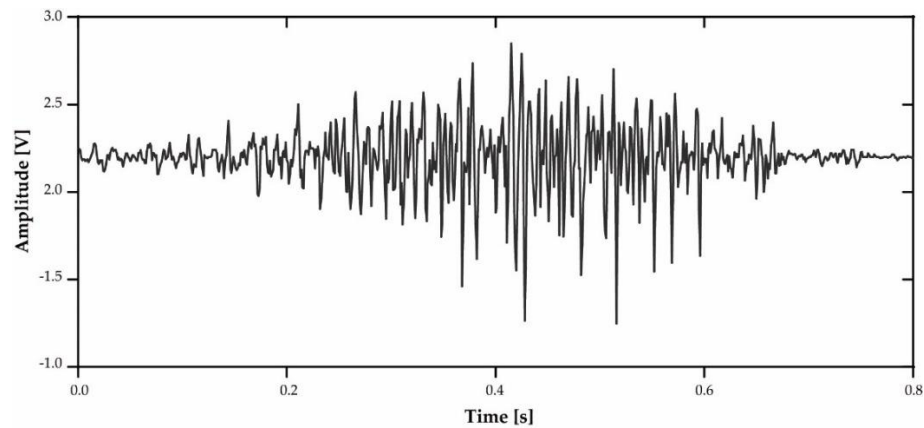


Figura 44. Flexión de muñeca registrada sobre el músculo palmar largo utilizando el sistema de adquisición propuesto. Se observa una amplitud entre 0 y 200 mVp-p.

3. Ancho de banda: Para medir el ancho de banda real del sistema se realizó un barrido de frecuencias conectando un voltaje a la entrada del sistema mediante/utilizando un generador de señales (MSO-X 2022A, Agilent Technologies, USA). Con un voltaje de entrada fijo de 20 mVp-p se comienza el barrido de frecuencia en 4 Hz y se mide el voltaje de salida del sistema. Se varía la frecuencia del generador hasta llegar a 2 kHz, registrando los voltajes de salida en cada salto de frecuencia. La Figura 45 muestra la respuesta en frecuencia del sistema. Utilizando esta gráfica se obtiene la frecuencia de corte, tanto en bajas como en altas frecuencias cuando la señal de salida decrece 3 dB, en relación al valor máximo obtenido con la ganancia, observando un valor de 20 Hz como frecuencia de corte para bajas frecuencias y 450 Hz para altas frecuencias. Ya que no se implementó un filtro pasa-altas, la frecuencia de corte de 20 Hz se obtuvo de la frecuencia calculada en el circuito integrador, utilizado principalmente como un reductor de offset.

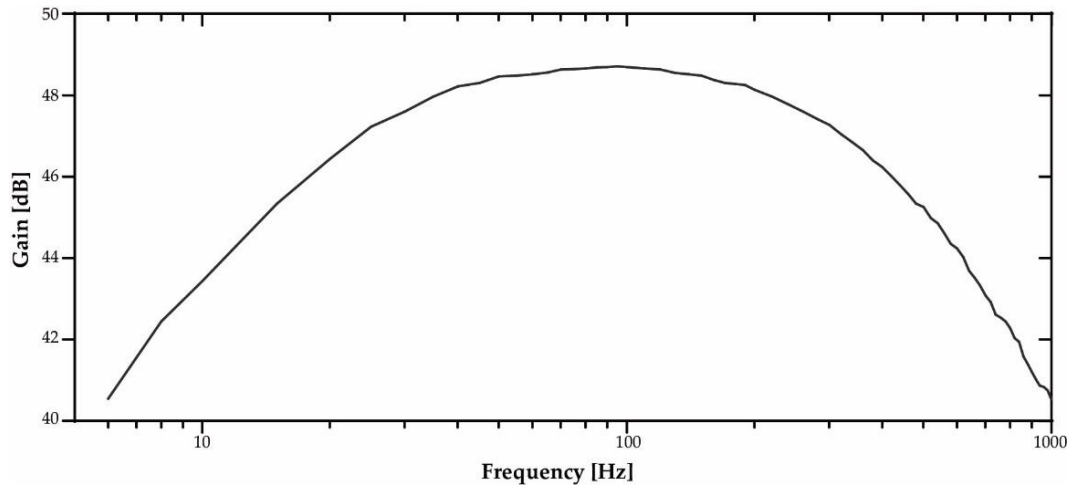


Figura 45. Respuesta en frecuencia del electrodo activo. Se observa un ancho de banda de 20 – 450 Hz cuando la amplitud de la señal tiene una caída de -3 dB.

La señal es analizada para asegurar la ausencia de la interferencia de 60 Hz. Se toma una de las señales de la base de datos del método de validación 2, se toma el estado de reposo de la señal y se obtiene la transformada rápida de Fourier (FFT) del segmento, obteniendo una línea plana en nivel cero en las frecuencias correspondientes a la señal sEMG (0 – 450 Hz) [141] como se observa en la Figura 46(b), revelando la ausencia de la señal de interferencia de 60 Hz y comparándolo con el espectro de amplitud de la etapa de activación muscular, el cual se aprecia en la Figura 46 (a).

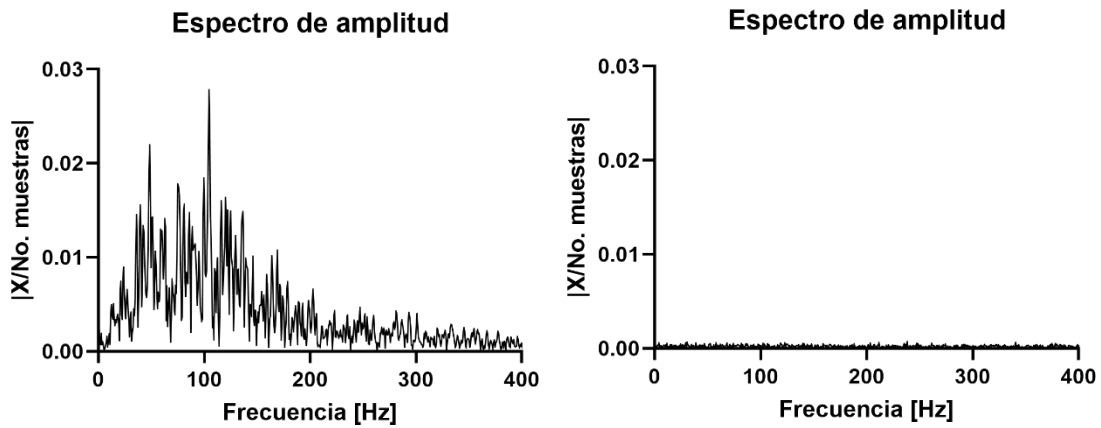


Figura 46. (a) Espectro de amplitud de la etapa de activación muscular de la señal obtenido calculando la FFT del movimiento de flexión de muñeca. (b) Espectro de amplitud de la etapa de reposo muscular de la señal obtenido calculando la FFT de la señal. Se observa la ausencia de la frecuencia de 60 Hz.

En la Tabla 4 se muestran las especificaciones técnicas de los electrodos activos, donde se muestran valores obtenidos del sistema propuesto, coincidentes con las recomendaciones del SENIAM.

Tabla 4. Especificaciones técnicas del sensor sEMG propuesto. Los datos cumplen las recomendaciones del SENIAM.

Características del sensor sEMG propuesto		
<i>General</i>	# de canales	2
	Resolución	10-bits
	Interface	USB USART
	Tasa de muestreo	1000 Hz
	Alimentación	$\pm 9 V_{dc}$
	Tamaño	2.2 cm \times 4.7 cm
<i>Canales EMG</i>	Configuración de entrada	Diferencial simple
	Rango de entrada	0-20 mV
	Ganancia	245
	Filtro pasa-altas	20 Hz
	Filtro pasa-bajas	450 Hz
	Nivel de ruido (SNR)	40 dB (promedio)
	CMRR	96 dB
	Impedancia de entrada	$10^{10} 2 \Omega pF$
<i>Características adicionales</i>	Accesorios	Banda elástica con silicona

Al medir las características eléctricas del electrodo activo se obtuvo un valor de CMRR de 96 dB con el cual se puede considerar que es un sistema de adquisición de señales sEMG de bajo ruido de acuerdo a Merletti et al [77]. Con respecto al valor de amplitud de la señal de salida entregada por el sistema/sensor/AE el SENIAM

recomienda que la ganancia del sistema debe ser la suficiente para introducir la señal dentro del rango de entrada del convertor A/D. en este trabajo, el valor máximo de voltaje se establece en 3.3 Vdc. Después de añadir un offset a la amplitud de la señal medida, esta está lista para ser digitalizada.

En la Figura 46 se muestra la respuesta en frecuencia del electrodo activo. El ancho de banda medido muestra que es adecuado para el registro de señales sEMG [77]. Las recomendaciones del SENIAM establecen que el ancho de banda de un sistema wearable para registro de señales sEMG debe cubrir un rango de frecuencias de 20 Hz, las cuales corresponden a ruido por artefactos de movimientos y permite eliminar cualquier voltaje de offset variable que se induzca a través del amplificador. Al utilizar un análisis de FFT de alguna de las señales registradas en su periodo de reposo, se puede confirmar la ausencia de la señal de interferencia de la línea de 60 Hz el cual se puede observar en la Figura 46 (b). Debido a la reducción de la electrónica y el uso de la menor cantidad de opams necesarios para el correcto pre-procesamiento analógico de la señal, se logró reducir de manera importante el tamaño del sensor que se monta sobre el wearable, haciendo que las señales de interferencia externa (como se aprecia en el valor promedio de SNR obtenido en las señales registradas: 40 dB) sean despreciables.

4.3 Método de validación 2. Reproducibilidad del sensor con diversos sujetos de prueba (2 canales, 11 sujetos de pruebas)

Para obtener los valores de SNR de cada señal, de cada movimiento registrado, es necesario primero realizar un acondicionamiento de señal, el cual es descrito en el diagrama de la Figura 35. En las Figuras 47 y 48 se muestran las ventanas de las señales obtenidas para un sujeto de prueba, de los siete movimientos con quince repeticiones cada uno, y los dos canales adquiridos simultáneamente. En las ventanas se muestran las señales en valor de voltaje con respecto del tiempo con la línea central en cero, teniendo los valores positivos y negativos originales de la señal muscular registrada. De las 15 repeticiones por cada movimiento registrado se utilizaron finalmente solo 13 debido a que en algunos registros las últimas dos señales sufrieron errores que las descartaban.

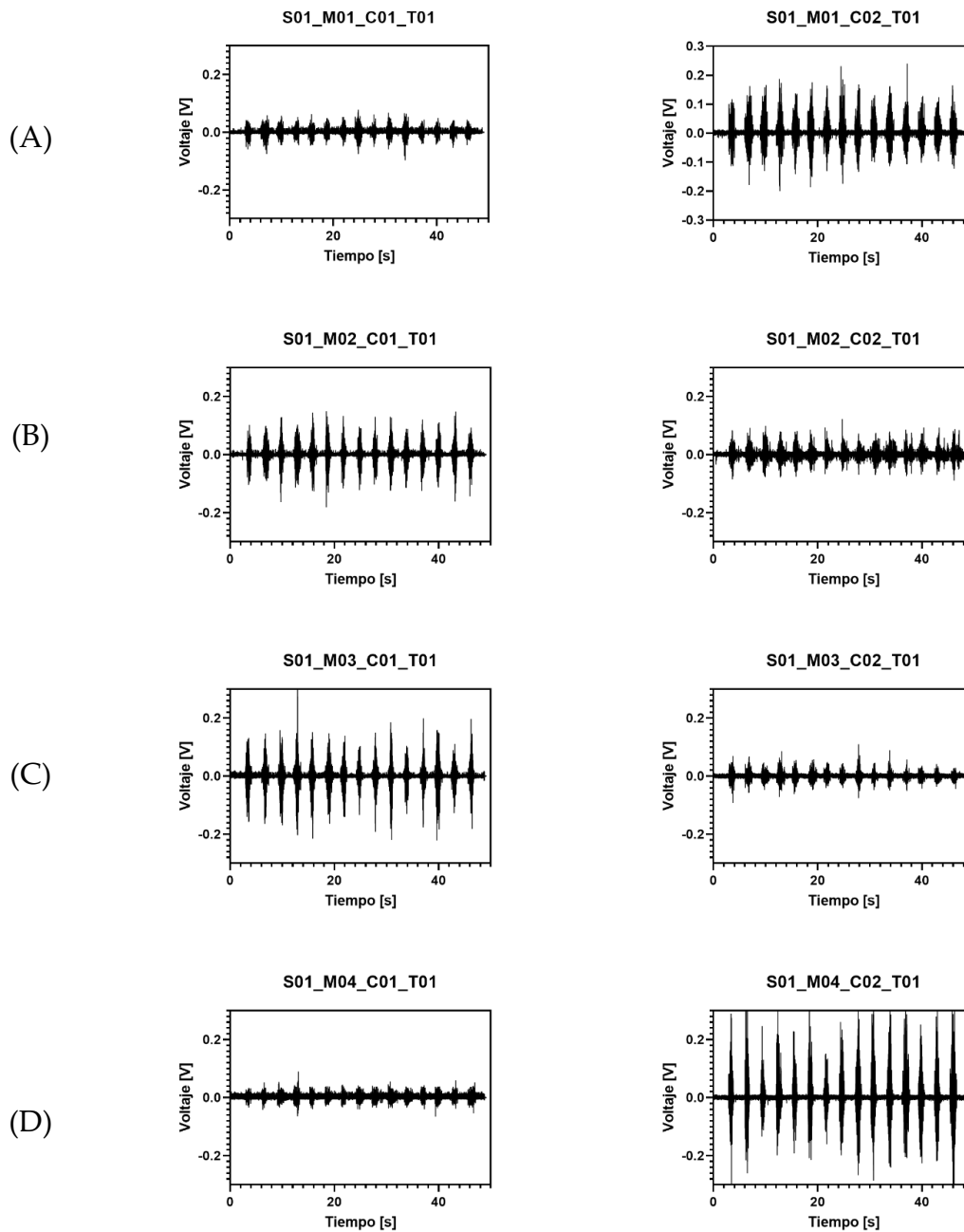


Figura 47. Ventanas de los registros de 4 movimientos, 2 canales, 1 SP, repetidos 15 veces cada movimiento. (A) abrir mano. (B) cerrar mano. (C) flexión de muñeca. (D) extensión de muñeca.

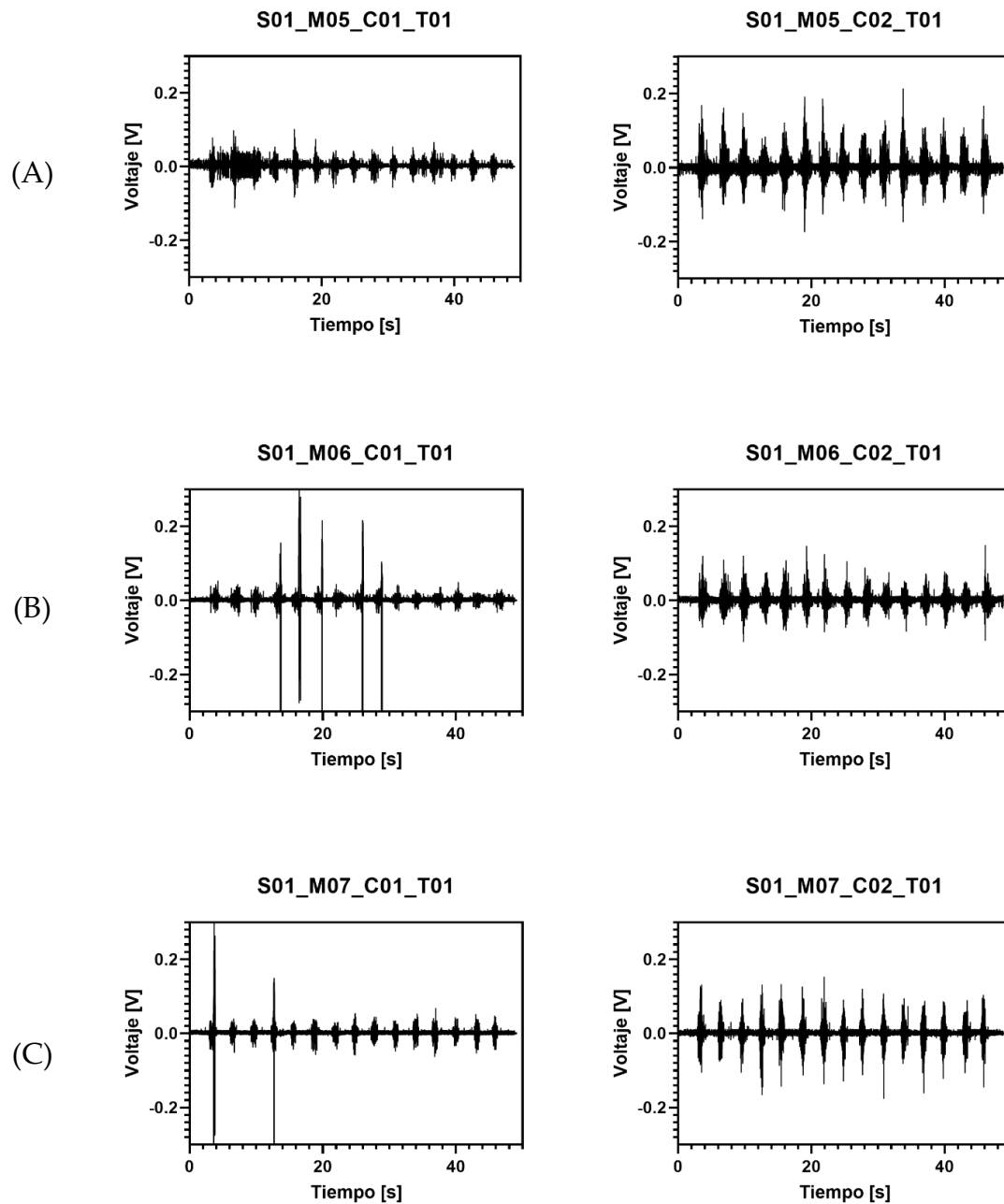


Figura 48. Ventanas de los registros de 4 movimientos, 2 canales, 1 SP, repetidos 15 veces cada movimiento. (A) Pronar muñeca. (B) Supinar muñeca. (C) símbolo de OK.

Teniendo en cuenta la base de datos con los 11 SP, y siguiendo el protocolo del diagrama de bloques de la Figura 38 (diagrama 2), se obtuvieron los valores de SNR de todas las señales obtenidas en la base de datos, para cada movimiento y para cada sujeto de prueba. En la Figura 49 se muestra el valor SNR promedio de las 13 repeticiones por movimiento, realizado por cada sujeto de prueba. En la Figura 49(a) se muestran los valores promedio de SNR y la desviación estándar (DE) entre los once sujetos de prueba. Estos valores se utilizan para evaluar las variaciones entre los distintos movimientos realizados. En la Figura 49(b) se muestran los valores promedio entre los sujetos de prueba para todos los movimientos juntos. El análisis estadístico se realizó en R (3.6.1, Proyecto R, GNU) utilizando one-way ANOVA con la prueba de comparaciones post-hoc HSD de Tukey. Los resultados entre los sujetos no fueron estadísticamente diferentes ($p = 0,88$; IC del 95% $[-22,78,19.58]$, el más pequeño $p = 0,083$ para los sujetos 2 vs 6), lo que significa que el dispositivo funciona de forma independiente sin importar el sujeto de prueba. Se supuso que la distribución de datos era normal según la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk con el valor p más bajo de 0.185 para el sujeto 6.

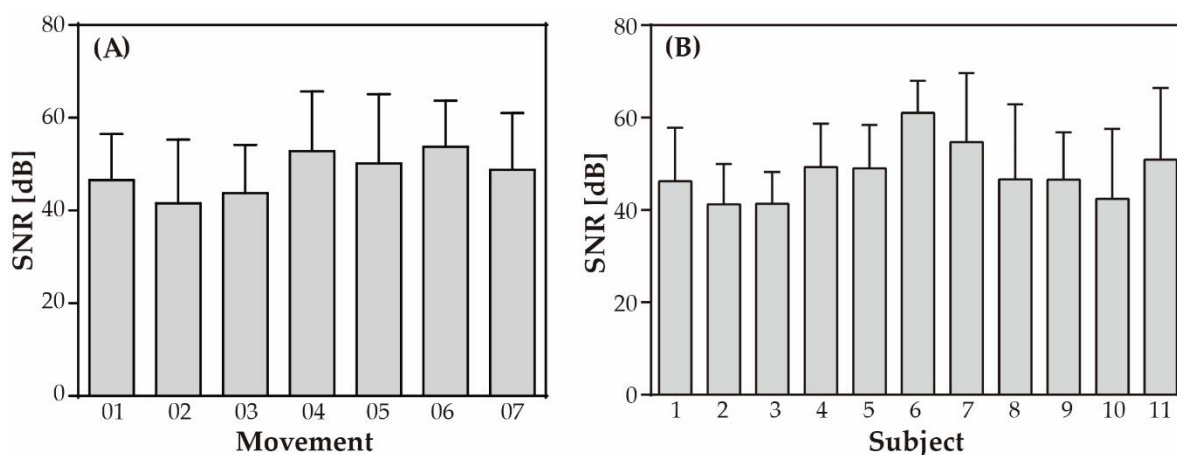


Figura 49. Valores de SNR con su desviación estándar de las señales del canal 1 (CH1) con el protocolo para 11 sujetos de. (a) Valor de SNR promedio para cada movimiento entre los 11 sujetos. (b) Valor de SNR promedio para cada sujeto considerando los 7 movimientos.

Los resultados muestran que hay movimientos en donde el músculo palmar largo interviene directamente, observando que estas señales o movimientos tienen una mayor amplitud que otros (o una mejor SNR), como, por ejemplo, la señal obtenida del movimiento de supinación de muñeca; esto afecta la calidad de la señal, por tanto, se obtiene un valor más grande de SNR. De la Figura 49(a), se observa que el valor máximo de SNR corresponde al movimiento de supinación, el cual es uno de los movimientos con una amplitud más alta en su señal. Este valor contrasta con el mínimo obtenido, el cual corresponde al movimiento de flexión, con una de las amplitudes más bajas. El valor de SNR determina que la calidad de la respuesta del dispositivo/sensor es afectada por las variaciones en la amplitud medida. Sin embargo, no fue posible comparar las señales entre los canales 1 y 2 ya que ambos son obtenidos de músculos antagonistas; las señales en el canal 1 son intrínsecamente más grandes que las del canal 2, obteniendo así un valor de SNR mayor.

Se compara el valor promedio de SNR entre los distintos SP. Esta comparación se muestra en la Figura 49(b); este análisis permite observar que las diferencias en los resultados no son estadísticamente significativas de acuerdo al valor ρ obtenido, el cual indica que el dispositivo propuesto entrega mediciones reproducibles, independientemente del sujeto de prueba analizado. Sin embargo, si no se tiene cuidado al momento de colocar los electrodos sobre la piel, no se podrá tener confianza al momento de comparar los resultados entre los diferentes SP. Por esta razón es que se tuvo mucho cuidado al momento de colocar los electrodos, para lograr evitar una desviación en las mediciones.

Las desviaciones estándar de los valores de SNR entre los distintos SP fue relativamente pequeña para movimientos como la apertura de la mano y flexión de la muñeca. Debido a que el segundo electrodo activo (CH2) es colocado sobre el músculo extensor radial del carpo es antagonista al área de registro con el sensor principal (CH1). La intensidad de la señal registrada es baja, por lo que su valor de SNR es también bajo. Es por esta razón que no se discuten los resultados obtenidos por el segundo sensor.

4.4 Método de validación 3: Comparación del valor de SNR contra un dispositivo comercial (1 canal, 1 sujeto de pruebas)

Para este tercer método de validación, primero se empalmaron/plotearon simultáneamente las señales obtenidas con el sistema de adquisición comercial Shimmer[®] y el sistema (Acrónimo) propuesto para obtener un análisis cualitativo de las señales. Debido a que los valores de voltaje, deriva y número de muestras no son iguales entre los sistemas, es necesario primero realizar un acondicionamiento de la señal. Para observar las señales en el mismo orden de magnitud se normaliza la señal utilizando la ecuación (1). Para corregir la deriva se ajusta la línea central de la señal a cero y para ajustar el número de muestras se interpolan los valores de los datos de la señal con menor número de datos – en este caso es el sistema propuesto – el cual posee una frecuencia de muestreo menor. Para realizar la interpolación de los datos se utiliza la función *interp* de Matlab. Se obtienen las Figuras 50 – 53 donde se aprecia cualitativamente la similitud de las señales entre los sistemas.

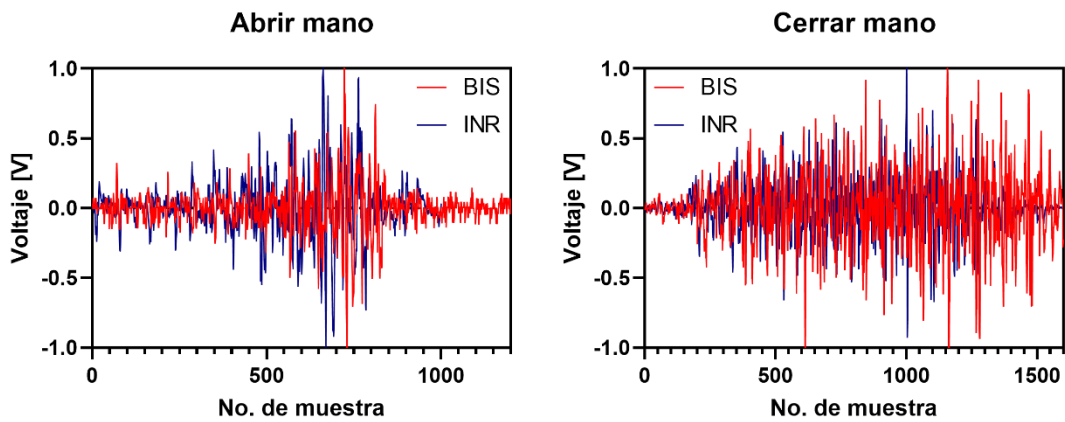


Figura 50. Señales empalmadas de los movimientos de apertura y cierre de mano registrados con el sistema comercial Shimmer y el sistema propuesto. Las diferencias entre las señales se deben a las diferencias en la frecuencia de muestreo de cada sistema de adquisición.

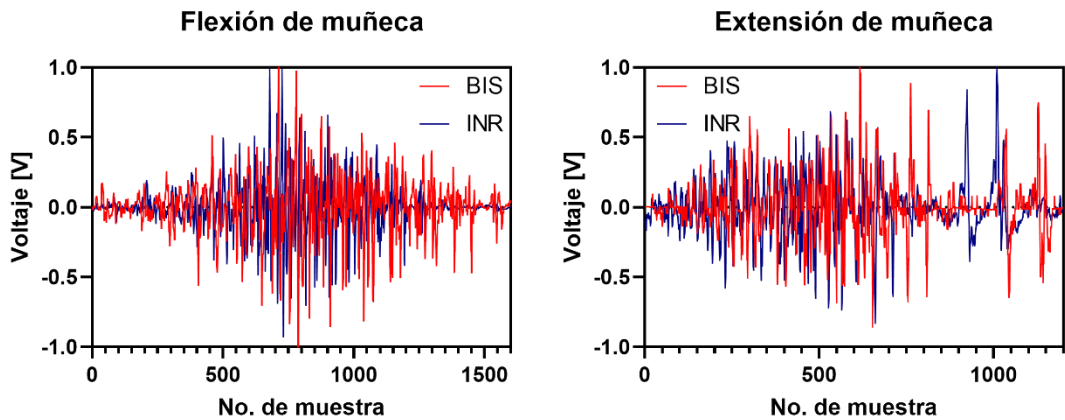


Figura 51 Señales empalmadas de los movimientos de flexión y extensión de muñeca registrados con el sistema comercial Shimmer y el sistema propuesto. Las diferencias entre las señales se deben a las diferencias en la frecuencia de muestreo de cada sistema de adquisición.

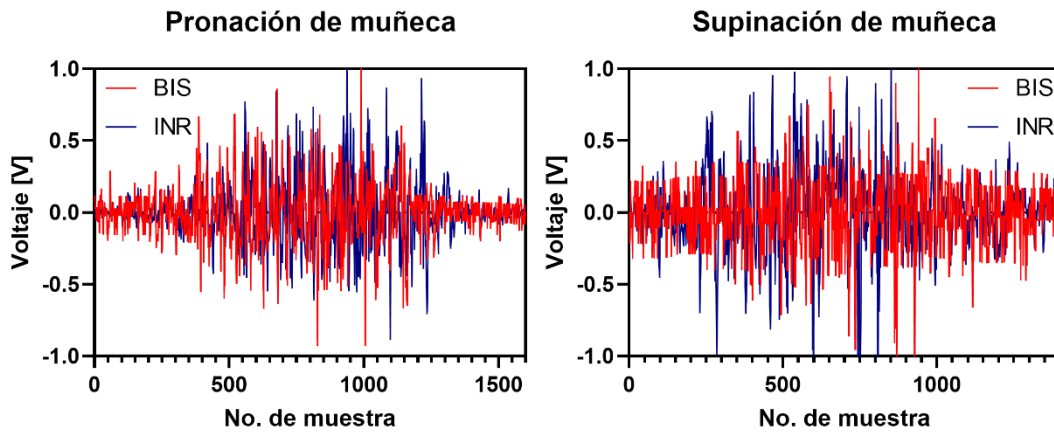


Figura 52. Señales empalmadas de los movimientos de pronación y supinación de muñeca registrados con el sistema comercial Shimmer y el sistema propuesto. Las diferencias entre las señales se deben a las diferencias en la frecuencia de muestreo de cada sistema de adquisición.

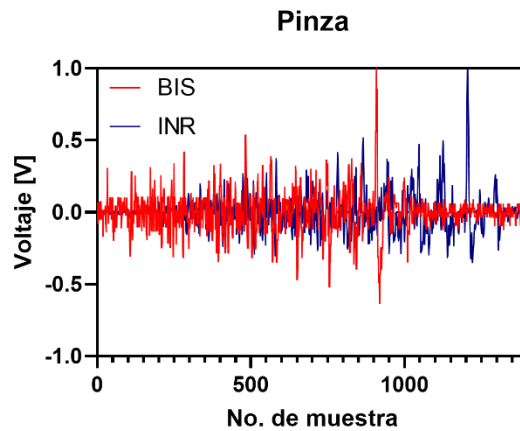


Figura 53. Señales empalmadas del movimiento de cierre de pinza (o señal de OK) registrados con el sistema comercial Shimmer y el sistema propuesto. Las diferencias entre las señales se deben a las diferencias en la frecuencia de muestreo de cada sistema de adquisición.

Las señales originales (acondicionadas, pero sin interpolar) son analizadas para obtener sus valores de SNR. En la Tabla 5 se muestran los valores de SNR obtenidos de las señales de cada uno de los siete movimientos, medidos simultáneamente con el AE propuesto como con el sistema de adquisición comercial (Shimmer ®) utilizando electrodos húmedos. El SNR promedio y la desviación estándar (SD) indican que el rendimiento del AE propuesto aquí es comparable al de un sistema comercial que utiliza electrodos húmedos diseñados para diagnóstico médico. Para determinar estadísticamente las diferencias entre las mediciones de los dos dispositivos, se realizó una prueba *t* de Welch de dos lados (también conocida como prueba *t* de varianzas desiguales), el cual permite analizar si las medias de los dos conjuntos de datos (Shimmer y el propuesto) son significativamente diferentes. Se eligió esta prueba *t*, porque se estaban comparando dos variables independientes (Shimmer y el sistema propuesto) con diferentes variaciones entre las mediciones de cada dispositivo. Los resultados de esta prueba *t* indicaron que las mediciones de ambos dispositivos no son significativamente diferentes ($p = 0.2017$) para los datos de la Tabla 5.

Tabla 5. Valores de SNR obtenidos de 7 diferentes movimientos de muñeca adquiridos con el Sistema de adquisición propuesto y el sistema comercial Shimmer ®. Se muestran al final la DS de los valores de SNR de los 7 movimientos, para cada sistema de adquisición utilizado.

	Abrir mano	Cerrar mano	Flexión muñeca	Extensión muñeca	Pronación muñeca	Supinación muñeca	Signo OK	Prome dio	DS
Sistema de adquisición	SNR (dB)	SNR (dB)	SNR (dB)	SNR (dB)	SNR (dB)	SNR (dB)	SNR (dB)	SNR (dB)	SNR (dB)
Propuesto	33.52	49.03	49.88	41.65	43.69	52.10	28.87	42.68	8.73
Shimmer®	49.28	47.49	60.09	41.24	54.87	79.43	31.46	51.98	15.23

4.5 Método de validación 4. Comparación del porcentaje de clasificación de 7 movimientos contra un sistema comercial (2 sensores, 2 canales, 3 sujetos de pruebas)

En la Figura 41 se describe el protocolo a seguir para el registro, pre-procesamiento y extracción de las características de las señales obtenidas de 3 sujetos de prueba y 2 dispositivos de adquisición de señales sEMG (el propuesto por nosotros y el dispositivo comercial Noraxon®). En las Figuras 54 y 55 se muestran los 7 movimientos realizados por un sujeto de prueba comparando las señales obtenidas entre los dos sistemas.

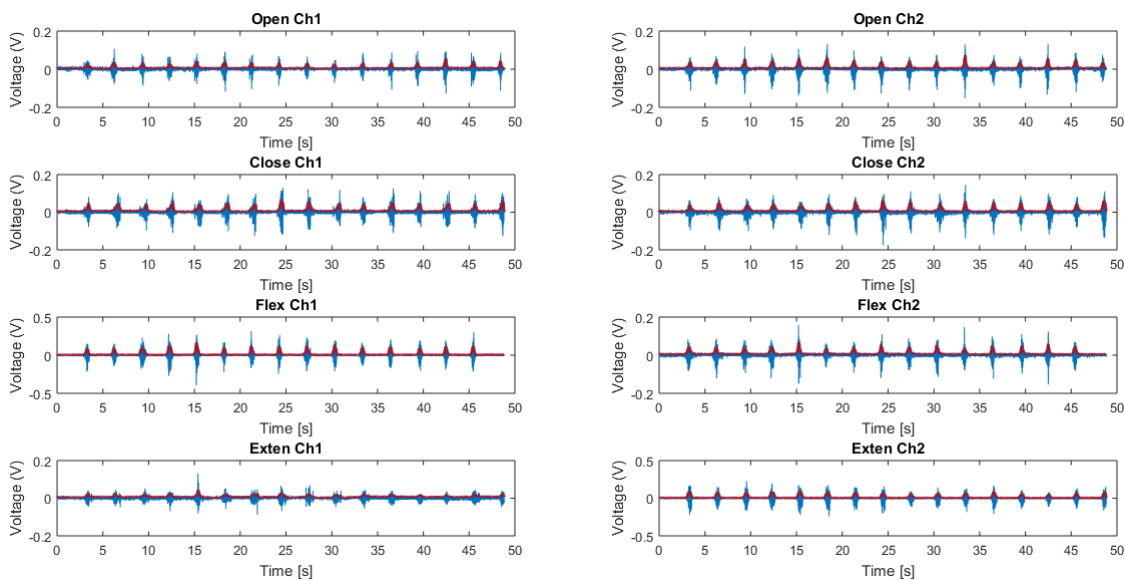


Figura 54. Ventanas de 15 repeticiones por movimiento (apertura y cierre de mano y flexión y extensión de muñeca) para un solo SP. La línea roja corresponde a la envolvente de la señal calculada utilizando la transformada de Hilbert.

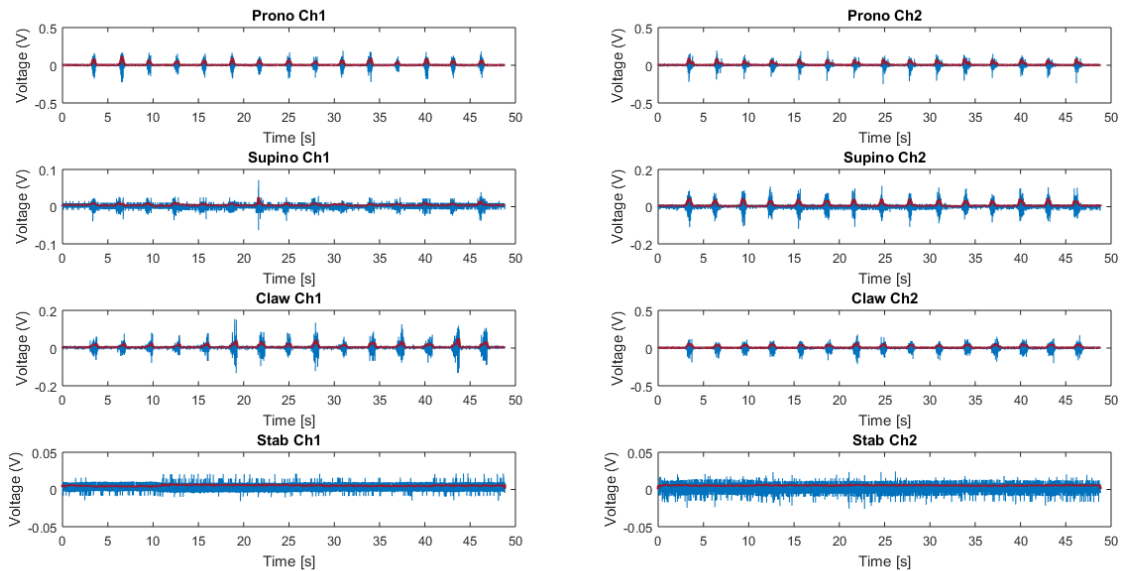


Figura 55. Ventanas de 15 repeticiones por movimiento (pronación y supinación de muñeca, pinza o símbolo de OK y estado de reposo del antebrazo) para un solo SP. La línea roja corresponde a la envolvente de la señal calculada utilizando la transformada de Hilbert.

Para el primer método de clasificación se utilizó SVM 1 vs all para uno y tres sujetos de prueba, para así comparar los porcentajes de clasificación entre ellos. En la Figura 56 se observa la distribución de los valores MAV obtenidos del canal 1 (eje X) y del canal 2 (eje y) para cada movimiento realizado para 1 (Figura 56), 2 (Figura 57) y 3 sujetos de pruebas (Figura 58).

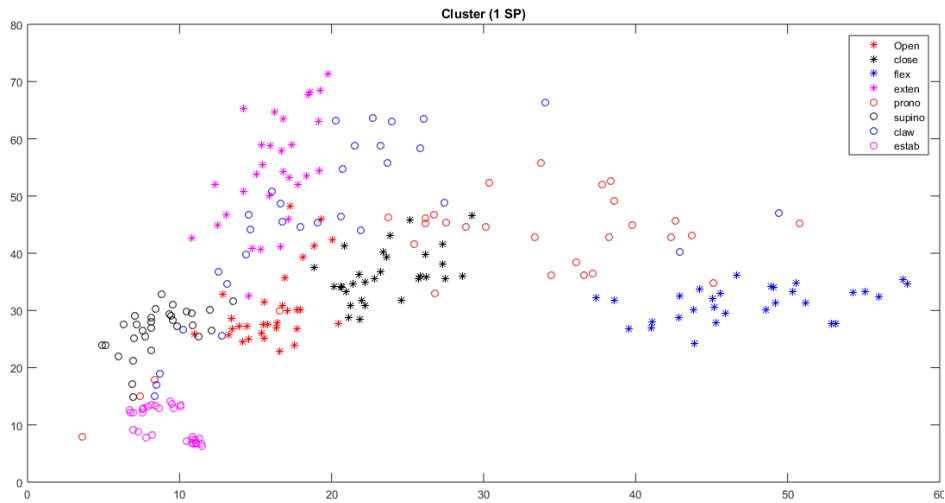


Figura 56. Cluster de la relación de los valores MAV entre el canal 1 y el canal 2 de los 7 movimientos registrados. Cluster para 1 sujeto de pruebas.

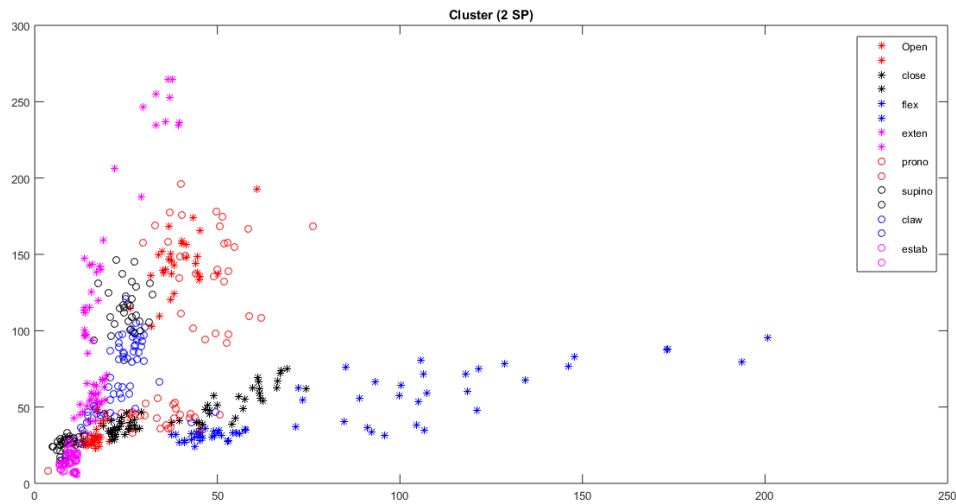


Figura 57. Cluster de la relación de los valores MAV entre el canal 1 y el canal 2 de los 7 movimientos registrados. Cluster para 2 sujeto sde pruebas.

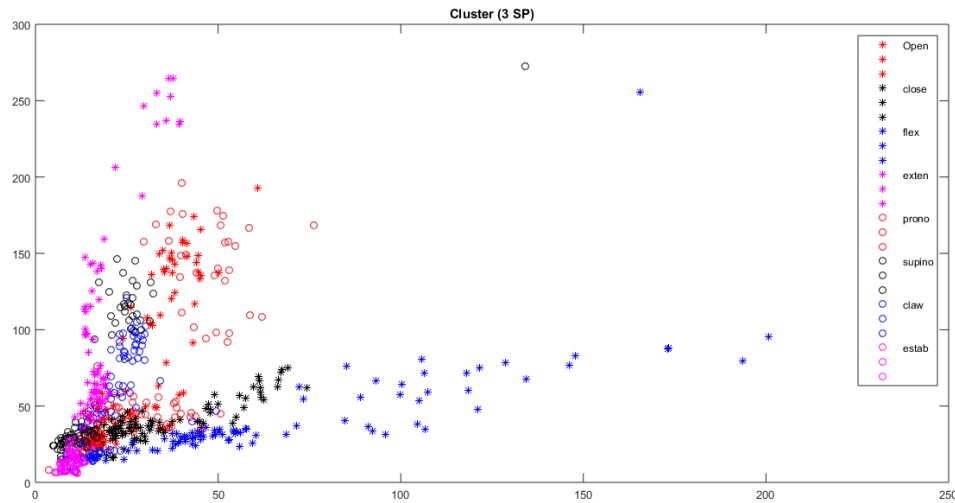


Figura 58. Cluster de la relación de los valores MAV entre el canal 1 y el canal 2 de los 7 movimientos registrados. Cluster para 3 sujetos de pruebas.

Al realizar un análisis one vs all se tiene que una de las clases (la clase +1) constará de 30 datos, pero la otra clase (-1) constará de los otros 6 movimientos (180 datos) por lo que al realizar el análisis de clasificación de clases (movimientos) se clasifican correctamente la clase negativa (especificidad) pero se obtiene una mala clasificación para la clase positiva (sensibilidad). Por esta razón se hace una clasificación con el 50% de datos para una clase y 50% de datos para la otra. Utilizando los datos MAV de un solo sujeto, los datos de entrenamiento y prueba se dividen utilizando el método de validación cruzada de k iteraciones (K -fold) con una $k = 10$. El proceso de clasificación utilizando SVM se realiza asignándole un 1 a uno de los movimientos y un -1 al resto de los movimientos (one vs all) obteniendo 7 distintas clasificaciones (una por movimiento). Por lo que se obtienen las Figuras 59 – 65 donde se muestran cada uno de los 7 movimientos realizados, la frontera de decisión obtenida mediante los vectores soporte utilizando un kernel gaussiano y la clasificación de los datos de prueba ingresados al sistema. Se obtiene la matriz de confusión de cada experimento

de clasificación realizado, con la cual se calculan los valores de especificidad, exactitud, precisión y sensibilidad mostrados en las Tablas 6 a la Tabla 10, donde se muestran los porcentajes de clasificación comparativos entre los resultados obtenidos con el electrodo activo propuesto y el sistema de adquisición comercial para cada uno de los sujetos de prueba analizados individualmente. En la Tabla 9 se muestran los resultados promedios para los tres SP de los porcentajes de clasificación obtenidos para cada movimiento y para cada sistema de registro utilizado.

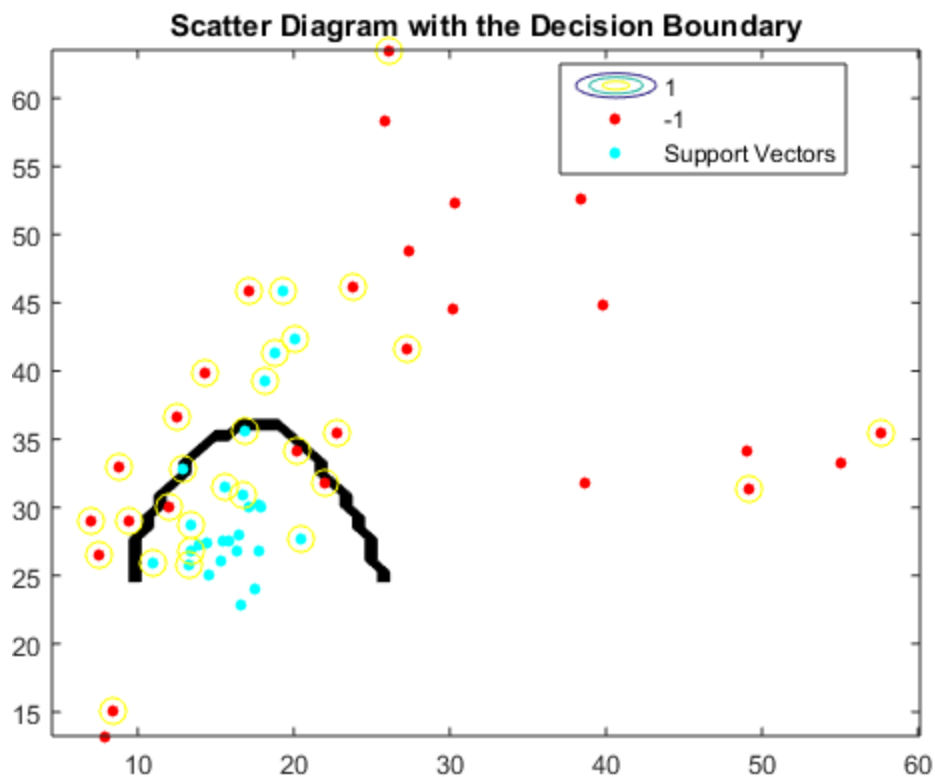


Figura 59. Clasificador SVM one vs all utilizando un kernel Gaussiano. Identificación del movimiento de apertura de mano. Los puntos rojos corresponden a la clase -1 y los puntos azules corresponden a la clase 1. Los círculos amarillos corresponden a los vectores soporte encontrados por el clasificador.

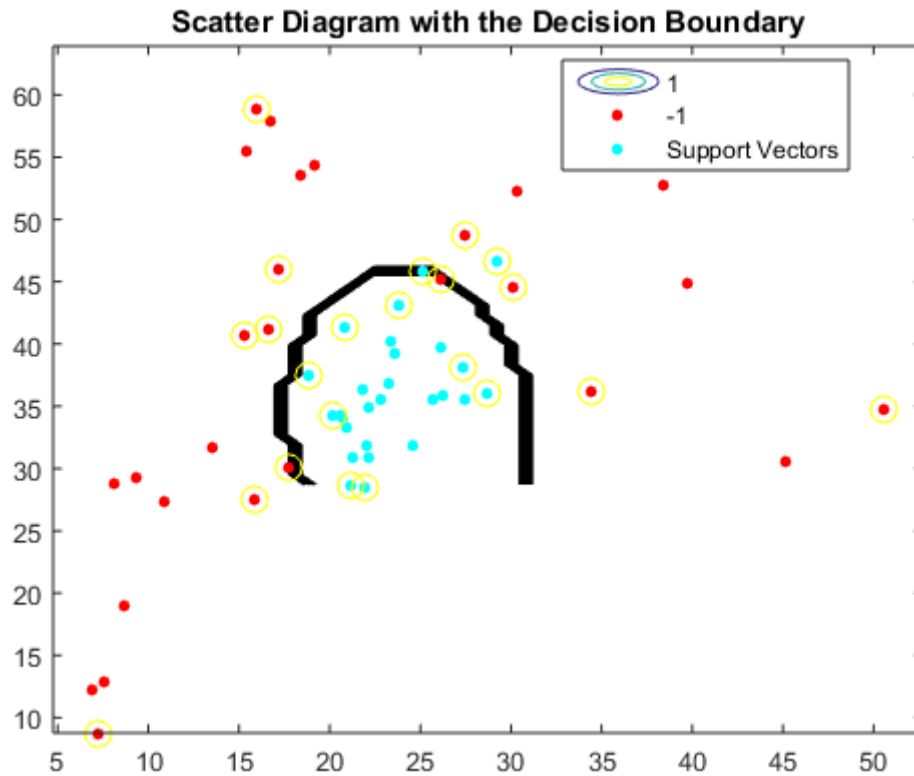


Figura 60. Clasificador SVM one vs all utilizando un kernel Gaussiano. Identificación del movimiento de cierre de mano. Los puntos rojos corresponden a la clase -1 y los puntos azules corresponden a la clase 1. Los círculos amarillos corresponden a los vectores soporte encontrados por el clasificador.

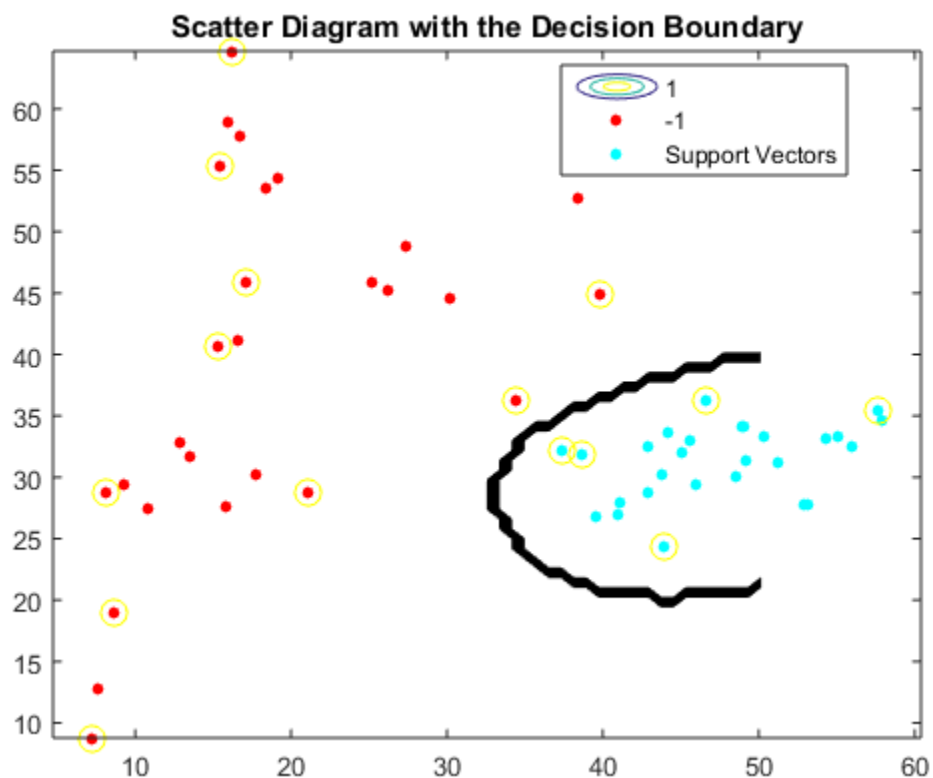


Figura 61. Clasificador SVM one vs all utilizando un kernel Gaussiano. Identificación del movimiento de flexión de muñeca. Los puntos rojos corresponden a la clase -1 y los puntos azules corresponden a la clase 1. Los círculos amarillos corresponden a los vectores soporte encontrados por el clasificador.

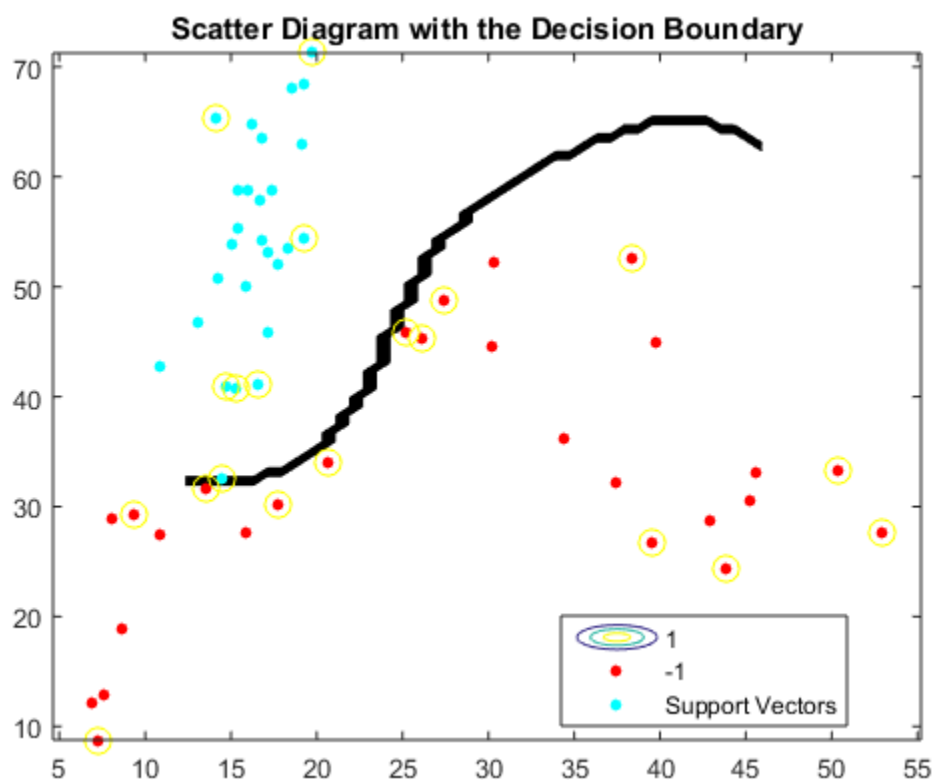


Figura 62. Clasificador SVM one vs all utilizando un kernel Gaussiano. Identificación del movimiento de extensión de muñeca. Los puntos rojos corresponden a la clase -1 y los puntos azules corresponden a la clase 1. Los círculos amarillos corresponden a los vectores soporte encontrados por el clasificador.

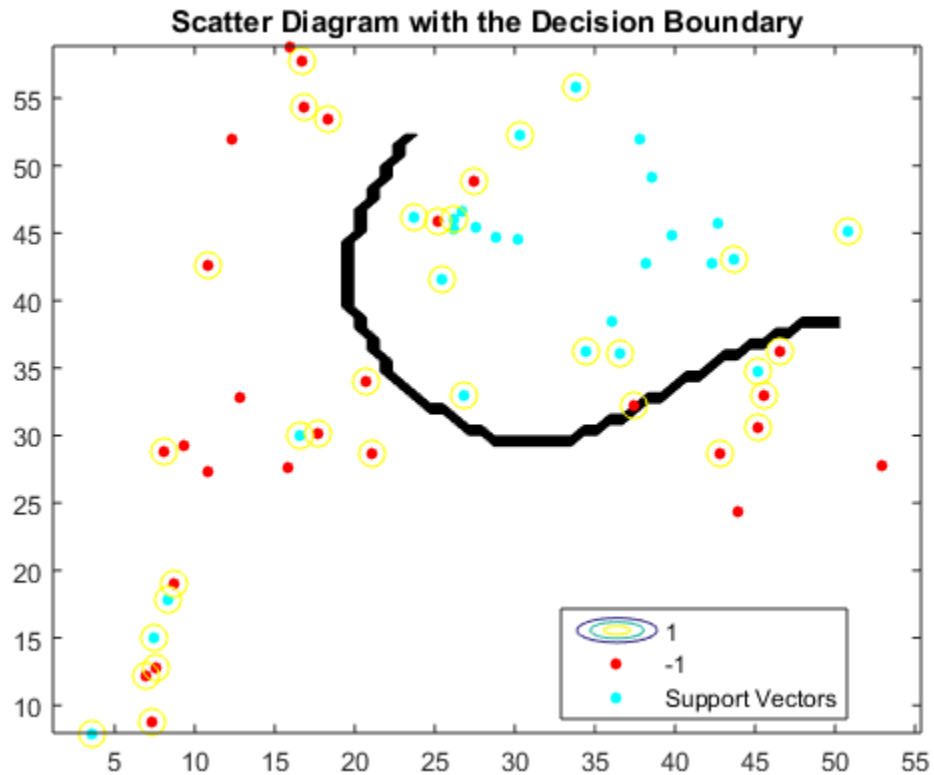


Figura 63. Clasificador SVM one vs all utilizando un kernel Gaussiano. Identificación del movimiento de pronación de muñeca. Los puntos rojos corresponden a la clase -1 y los puntos azules corresponden a la clase 1. Los círculos amarillos corresponden a los vectores soporte encontrados por el clasificador.

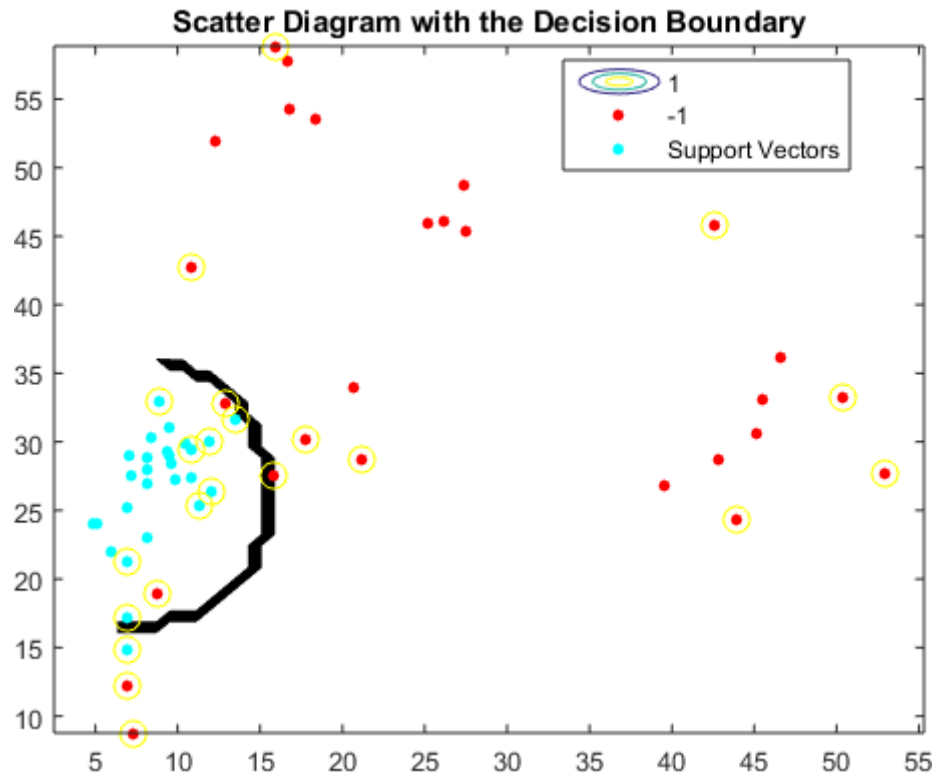


Figura 64. Clasificador SVM one vs all utilizando un kernel Gaussiano. Identificación del movimiento de supinación de muñeca. Los puntos rojos corresponden a la clase -1 y los puntos azules corresponden a la clase 1. Los círculos amarillos corresponden a los vectores soporte encontrados por el clasificador.

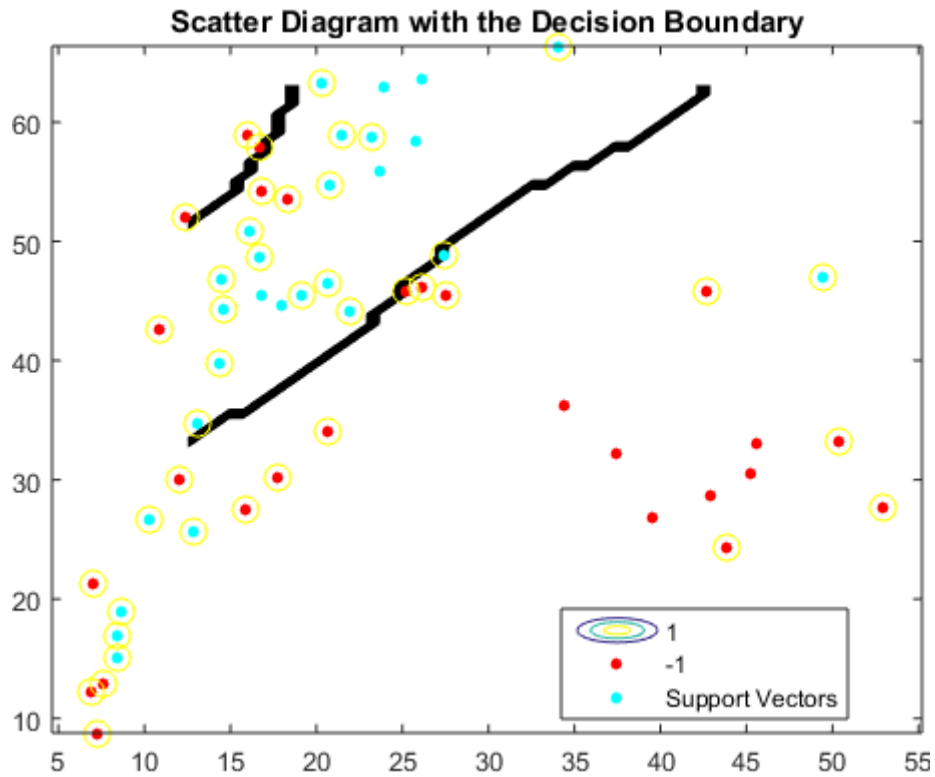


Figura 65. Clasificador SVM one vs all utilizando un kernel Gaussiano. Identificación del movimiento de cierre de pinza o símbolo de OK. Los puntos rojos corresponden a la clase -1 y los puntos azules corresponden a la clase 1. Los círculos amarillos corresponden a los vectores soporte encontrados por el clasificador.

Tabla 6. Porcentajes de clasificación obtenidos de la matriz de confusión para los 7 movimientos, para el SP 1 utilizando SVM. (A) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema propuesto. (B) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema comercial Noraxon®.

Sistema propuesto				
	Especificidad (promedio)	Exactitud (promedio)	Precisión (promedio)	Sensibilidad (promedio)
	(%)	(%)	(%)	(%)
Movimiento 01	76.67	81.67	81.67	86.67
Movimiento 02	96.67	95.00	97.50	93.33
Movimiento 03	100.00	98.33	100.00	96.67
Movimiento 04	96.67	96.67	97.50	96.67
Movimiento 05	90.00	86.67	90.00	83.33
Movimiento 06	90.00	91.67	91.67	93.33
Movimiento 07	63.33	66.67	71.33	70.00
Sistema comercial Noraxon®				
	Especificidad (promedio)	Exactitud (promedio)	Precisión (promedio)	Sensibilidad (promedio)
	(%)	(%)	(%)	(%)
Movimiento 01	63.33	66.67	70.17	70.00
Movimiento 02	83.33	80.00	78.67	76.67
Movimiento 03	90.00	85.00	91.67	80.00
Movimiento 04	73.33	73.33	70.33	73.33
Movimiento 05	73.33	78.33	80.00	83.33
Movimiento 06	80.00	85.00	85.17	90.00
Movimiento 07	76.67	76.67	74.17	76.67

Tabla 7 Porcentajes de clasificación obtenidos de la matriz de confusión para los 7 movimientos, para el SP 2 utilizando SVM. (A) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema propuesto. (B) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema comercial Noraxon®.

Sistema propuesto				
	Especificidad (promedio) (%)	Exactitud (promedio) (%)	Precisión (promedio) (%)	Sensibilidad (promedio) (%)
Movimiento 01	76.67	81.67	80.17	86.67
Movimiento 02	100.00	98.33	100.00	96.67
Movimiento 03	100.00	98.33	100.00	96.67
Movimiento 04	100.00	98.33	100.00	96.67
Movimiento 05	86.67	91.67	90.00	96.67
Movimiento 06	83.33	90.00	87.67	96.67
Movimiento 07	86.67	91.67	91.00	96.67
Sistema comercial Noraxon®				
	Especificidad (promedio) (%)	Exactitud (promedio) (%)	Precisión (promedio) (%)	Sensibilidad (promedio) (%)
Movimiento 01	70.00	70.00	73.50	70.00
Movimiento 02	80.00	71.67	75.83	63.33
Movimiento 03	96.67	96.67	97.50	96.67
Movimiento 04	86.67	88.33	88.33	90.00
Movimiento 05	83.33	83.33	87.67	83.33
Movimiento 06	70.00	80.00	79.00	90.00
Movimiento 07	60.00	71.67	71.17	83.33

Tabla 8. Porcentajes de clasificación obtenidos de la matriz de confusión para los 7 movimientos, para el SP 3 utilizando SVM. (A) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema propuesto. (B) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema comercial Noraxon®.

	Sistema propuesto			
	Especificidad	Exactitud	Precisión	Sensibilidad
	(promedio)	(promedio)	(promedio)	(promedio)
	(%)	(%)	(%)	(%)
Movimiento 01	76.67	73.33	77.50	70.00
Movimiento 02	93.33	91.67	94.17	90.00
Movimiento 03	93.33	86.67	93.33	80.00
Movimiento 04	80.00	78.33	84.17	76.67
Movimiento 05	70.00	73.33	75.83	76.67
Movimiento 06	93.33	91.67	95.00	90.00
Movimiento 07	83.33	90.00	87.50	96.67
	Sistema comercial Noraxon®			
	Especificidad	Exactitud	Precisión	Sensibilidad
	(promedio)	(promedio)	(promedio)	(promedio)
	(%)	(%)	(%)	(%)
Movimiento 01	66.67	68.33	62.67	70.00
Movimiento 02	83.33	81.67	84.17	80.00
Movimiento 03	93.33	90.00	96.00	86.67
Movimiento 04	83.33	78.33	77.50	73.33
Movimiento 05	70.00	80.00	79.17	90.00
Movimiento 06	73.33	81.67	81.00	90.00
Movimiento 07	73.33	83.33	80.17	93.33

Tabla 9. Porcentajes de clasificación promedio para los 3 SP obtenidos de la matriz de confusión para los 7 movimientos registrados. (A) porcentajes promedio de clasificación para los 3 SP obtenidos de las señales registradas con el sistema propuesto. (B) porcentajes promedio de clasificación para los 3 SP obtenidos de las señales registradas con el sistema comercial Noraxon®.

Sistema propuesto				
	Especificidad (promedio)	Exactitud (promedio)	Precisión (promedio)	Sensibilidad (promedio)
	(%)	(%)	(%)	(%)
Movimiento 01	76.67	78.89	79.78	81.11
Movimiento 02	96.67	95.00	97.22	93.33
Movimiento 03	97.78	94.44	97.78	91.11
Movimiento 04	92.22	91.11	93.89	90.00
Movimiento 05	82.22	83.89	85.28	85.56
Movimiento 06	88.89	91.11	91.44	93.33
Movimiento 07	77.78	82.78	83.28	87.78
Sistema comercial Noraxon®				
	Especificidad (promedio)	Exactitud (promedio)	Precisión (promedio)	Sensibilidad (promedio)
	(%)	(%)	(%)	(%)
Movimiento 01	66.67	68.33	68.78	70.00
Movimiento 02	82.22	77.78	79.56	73.33
Movimiento 03	93.33	90.56	95.06	87.78
Movimiento 04	81.11	80.00	78.72	78.89
Movimiento 05	75.56	80.56	82.28	85.56
Movimiento 06	74.44	82.22	81.72	90.00
Movimiento 07	70.00	77.22	75.17	84.44

Tabla 10. Porcentajes de clasificación obtenidos de la matriz de confusión para los 7 movimientos, para los 3 sujetos de pruebas utilizando SVM. (A) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema propuesto. (B) porcentajes de clasificación obtenidos de las señales registradas con el sistema comercial Noraxon®.

	Sistema propuesto			
	Especificidad	Exactitud	Precisión	Sensibilidad
	(promedio)	(promedio)	(promedio)	(promedio)
	(%)	(%)	(%)	(%)
Movimiento 01	67.78	76.11	73.42	84.44
Movimiento 02	85.56	90.00	86.99	94.44
Movimiento 03	92.22	91.67	92.53	91.11
Movimiento 04	93.33	92.78	93.89	92.22
Movimiento 05	72.22	71.67	73.75	71.11
Movimiento 06	83.33	83.89	84.64	84.44
Movimiento 07	63.33	71.11	69.39	78.89
	Sistema comercial Noraxon®			
	Especificidad	Exactitud	Precisión	Sensibilidad
	(promedio)	(promedio)	(promedio)	(promedio)
	(%)	(%)	(%)	(%)
Movimiento 01	99.45	89.26	70.50	17.68
Movimiento 02	87.14	87.83	88.60	88.39
Movimiento 03	92.32	92.88	92.96	93.57
Movimiento 04	87.14	91.00	89.30	95.00
Movimiento 05	87.32	82.04	87.93	76.96
Movimiento 06	65.18	79.46	73.82	93.75
Movimiento 07	52.50	64.63	62.32	76.61

En las Tablas 6-10 podemos observar los porcentajes de clasificación obtenidos para cada uno de los tres SP, para cada movimiento realizado, para cada sistema de adquisición y sensado utilizado y finalmente un análisis de los porcentajes de clasificación utilizando todos los datos juntos de los 3 SP. Se tomaron los valores de especificidad para observar qué tan bien fue clasificada la clase negativa, y los valores de sensibilidad para observar qué tan bien fue clasificada la clase positiva. En la tabla 9 se puede observar que el promedio del porcentaje de clasificación de

especificidad y sensibilidad son comparables entre los dos sistemas de adquisición, como en el movimiento de flexión de muñeca donde se obtuvieron valores de 97% para la especificidad y 91% para la sensibilidad utilizando el sistema aquí propuesto, contra un 93% y 87% obtenidos con el sistema comercial. Al utilizar los datos de los 3 SP para el análisis de clasificación de datos se puede observar en la Tabla 10 que los porcentajes de especificidad y sensibilidad son un poco menores con respecto a los obtenidos con el sistema comercial (caso contrario al analizarlos individualmente), sin embargo, los porcentajes de clasificación siguen siendo muy cercanos entre ellos, como el movimiento de extensión de muñeca con valores de 93% y 92% para nuestro sistema y 87% y 95% con el sistema comercial, demostrando que el sistema propuesto registra señales de calidad comparables con las adquiridas con el sistema comercial. Los tiempos de ejecución del algoritmo fueron de ~1.8 min para el análisis individual de los sujetos de prueba y de ~15 min para el análisis de los datos en conjunto para los 3 sujetos de prueba. Con estos resultados podemos establecer una comparación similar en el desempeño demostrado por el sistema aquí propuesto y un sistema comercial.

Para el segundo método de clasificación analizado se utilizó el método all vs all de vecino más cercano (KNN) con un $K=10$ utilizando la aplicación de Matlab "classification learner". En la Figura 66 se muestra una ventana de la aplicación utilizada. En la Tabla 11 se muestran los resultados de clasificación del cluster de los tres SP juntos, obteniendo los valores MAV mediante ventaneo y mediante el cálculo de la envolvente de la señal.



Figura 66. Clasificación all vs all utilizando KNN mediante la aplicación de Matlab “Classification Learner” utilizando un K=10 y obteniendo los valores de MAV mediante ventaneo. El porcentaje de clasificación en este experimento es de 84.5%.

Tabla 11. Porcentaje de clasificación de 7 movimientos con los valores MAV simultáneos de los tres SP utilizando dos métodos distintos para la obtención de los valores MAV (a) mediante la envolvente de la señal y (b) obteniendo el valor promedio de valores MAV de ventanas de 100 ms. Estos valores son comparados entre los dos sistemas de adquisición antes mencionados.

Sistema propuesto	
Envolvente (normalizado)	Ventaneo (promedio)
Clasificación (%)	Clasificación (%)
63.5	84.6

(a)

Sistema comercial Noraxon	
Envolvente (normalizado)	Ventaneo (promedio)
Clasificación (%)	Clasificación (%)
44.9	68.8

(b)

En el caso del análisis del porcentaje de clasificación utilizando KNN, cuyos resultados se observan en la tabla 11, se optó por utilizar la aplicación de Matlab “Classification Learner” debido a la rapidez del software para ayudar al análisis de datos y para poder obtener un resultado más rápido, al utilizar un análisis de clases all vs all, el cual consumiría mucho más tiempo de procesamiento, investigación y análisis innecesario. Al utilizar un análisis all vs all con el método de clasificación KNN obtenemos un bajo porcentaje de clasificación de los siete movimientos de alrededor del 60% utilizando la envolvente de la señal registrada para obtener los valores MAV y ~80% utilizando el sistema de ventaneo para obtener los valores MAV. Se observa que los valores obtenidos utilizando el sistema comercial son más bajos que los obtenidos con el sistema propuesto (~45% utilizando la envolvente y ~69% utilizando el sistema por ventanas). De acuerdo al análisis realizado posteriormente con expertos en el tema, se determinó que esto se debió a la diferencia de la DIE que posee el sistema propuesto y el sistema comercial. El sistema comercial posee una DIE máxima de 2 cm y está diseñado para el análisis de patologías musculares. Al tener una mayor DIE en el sistema propuesto (3 cm), permite obtener una mayor cantidad de señales musculares, formando parte de las señales que describen el comportamiento en esa zona del antebrazo a algún movimiento en específico.

En el capítulo se mostraron los resultados de los métodos de validación propuestos, con la idea de establecer que el electrodo seco activo, junto con el diseño electrónico optimizado, ambos son capaces de registrar y entregar señales sEMG de igual o mejor calidad que los dispositivos comerciales que utilizan electrodos convencionales de Ag/AgCl. El electrodo activo al ser integrado a un wearable permite realizar un registro de movimientos de manera portable. El análisis comparativo en los porcentajes de clasificación muestra que el wearable propuesto

es un dispositivo confiable para la identificación de movimientos de muñeca. El algoritmo necesita ahora mejorarse para realizar este análisis en tiempo real.

Capítulo V. Conclusiones y perspectivas

1. Se diseñaron e implementaron electrodos secos de latón en un arreglo lineal con dos electrodos para adquisición diferencial y un electrodo central como referencia, conectados directamente a la etapa electrónica para formar un electrodo activo. Estos electrodos son sujetos a la sección de silicona del brazalete elástico lo que permite la sujeción del sensor al brazalete. El electrodo activo, puede ser removido fácilmente del wearable para lavar la banda elástica y desinfectar los electrodos.
2. Se propuso una nueva optimización del diseño electrónico de un electrodo activo, la cual consiste en la reducción de componentes y etapas electrónicos para el sensado de señales sEMG. Se demuestra que con la reducción de componentes electrónicos propuesta, es suficiente y un diseño electrónico óptimo para que el sensor de señales sEMG provea de señales de calidad (con mínimo ruido e interferencias), comparables con las obtenidas utilizando sistemas de adquisición comerciales.
3. La banda propuesta trabaja de manera correcta al ser colocada sobre al antebrazo de los SP, sin la necesidad de preparar previamente la piel, entregando una señal sEMG limpia con una amplitud adecuada para ser procesada (>200 mVp-p). El sistema propuesto, tiene un bajo costo de producción \sim \$80 USD (con 2 canales). Finalmente, la versatilidad del wearable en conjunto y la calidad de señales que provee, permite ser utilizado para diversas aplicaciones, como el registro de datos en el diagnóstico de

movimientos para el control de prótesis mioeléctricas; como por ejemplo en personas con amputación en nivel de desarticulación de muñeca.

4. Se utilizó una propuesta de protocolo de adquisición de señales sEMG para movimientos de muñeca, con la cual se tienen tres bases de datos de registro de señales sEMG, con 7 movimientos de muñeca para trabajar en un futuro con ellas; 1): 1 SP-7 movimientos-2 sistemas de registro-adquisición simultánea; 2): 3 SP-7 movimientos-2 sistemas de registro-adquisición individual-1092 datos; 3): 11 SP-7 movimientos-sistema de registro propuesto-4004 datos.
5. La prueba de irritabilidad del electrodo seco de latón sobre la piel, mostró tras 8 días de uso continuo, informa que el metal no afecta a la piel al ser utilizado durante prolongados periodos de tiempo. Los SP no mostraron ningún tipo de irritación o reacción adversa visual sobre la piel, donde los electrodos tienen contacto, se observó el mismo comportamiento en los días subsiguientes.
6. En 1er. lugar, se cumplieron las recomendaciones establecidas por el SENIAM para sistemas de sensado y adquisición de señales con sEMG (CMRR >96dB, amplitud ~200 mVp-p, ancho de banda 20-400 Hz, SNR promedio de 40 dB).
7. En 2º. lugar, se comprobó la reproducibilidad de la calidad de las señales registradas, sin importar el SP al que se le conecte el dispositivo, se hizo la medición y comparación del valor de SNR de cada movimiento, repetición de éste y de cada SP analizado. Los resultados de varianza y desviación estándar,

indican que no hay diferencia estadística en la varianza ($p = 0.88$) y de la calidad de las señales sin importar el SP. Añadido a esto, los SP indicaron que durante la prueba (la cual tiene una duración aproximada de 40 min), no les resultó incómodo el brazalete ni los electrodos, a pesar de la presión que éste ejerce sobre la piel.

8. En 3er. lugar, se logró comparar el sistema propuesto con un sistema comercial validado, comprobando la calidad de sensado (valores de SNR) y las señales que entrega el sistema propuesto, son comparables con sistemas similares comerciales. Esto se observa, al obtener una varianza entre los sistemas de $p = 0.2$, obtenido del análisis de la prueba t welch.
9. Por último, el 4º. método de validación, provee un estudio individual de la calidad de las señales para clasificar cada movimiento registrado y, provee una comparación de esta clasificación, contra la calidad de las señales adquiridas con un sistema comercial, utilizando el mismo procesamiento, demostrando una compatibilidad en los resultados de ambos sistemas (esto se observa con los resultados obtenidos de un porcentaje de clasificación promedio >90 dB obtenido de ambos sistemas de adquisición).

Basados en los resultados obtenidos de cada método de validación, se demuestra que el electrodo activo propuesto, con la optimización en el diseño electrónico, trabaja de manera correcta, para aplicaciones de monitoreo de señales sEMG para el registro de movimientos de muñeca. Se demuestra que la calidad de las señales registradas en las distintas bases de datos es comparable con las entregadas por dispositivos comerciales similares.

En un futuro cercano se plantea añadir más canales al brazalete para realizar una adquisición multi-canal del comportamiento de los músculos del antebrazo, que incluya los valores alcanzados de sEMG de los músculos que intervienen en los distintos movimientos de la mano, y con los valores de cada músculo ayudar a una mejor clasificación y predicción de movimientos en el control de una prótesis de mano.

Productos académicos de la tesis

Artículo Publicado en extenso en revistas JCR de prestigio internacional con arbitraje estricto.

- ❖ J. Antonio Ruvalcaba, M. I. Gutiérrez, A. Vera, and L. Leija, Wearable Active Electrode for sEMG Monitoring Using Two Channel Brass Dry Electrodes with Reduced Electronics. *Journal of Healthcare Engineering*. HINDAWI PUBLISHERS. ISSN: 2040-2295 (Print), ISSN: 2040-2309 (Online), DOI: 10.1155/7158. Pp: 1-16, (Accepted for publication on June 29, 2020).

Publicaciones en extenso en memorias de congresos internacionales, con arbitraje estricto.

- ❖ Antonio Ruvalcaba, Roberto Muñoz Guerrero, Alvaro Altamirano, Cinthya Toledo, Arturo Vera and Lorenzo Leija. Design of a Miniaturized sEMG Acquisition System with an Integrated Array of Dry Electrodes for Long Term EMG Acquisition. *International Conference on Mechatronics, Electronics and Automative Enginering*. Cuernavaca, Morelos del 24 al 27 de noviembre de 2015.
- ❖ A. Ruvalcaba, R. Muñoz, A. Vera y L. Leija, Design and test of a dry electrode array implemented on wearable sEMG acquisition sleeve for long term

monitoring. 2017 Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges (GMEPE / PAHCE), March 20–25, 2017, Chiapas, México. ISBN: 978-1-5386-1518-8, IEEE CATALOG NUMBER: CFP1718G-CDR, PP: 111-115.

Capítulos de investigación original en extenso en libros especializados, publicados por una casa editorial reconocida.

- ❖ J. A. Ruvalcaba, R. Muñoz, A. Altamirano, A. Vera and L. Leija. Strategies for mimic the movements of an upper extremity using superficial electromyographic signals. Capítulo 9 de libro, Libro: Control Systems Design of Bio-Robotics and Bio-mechatronics with Advanced Applications, 1st Edition, imprint: Academic Press, Elsevier. Paperback ISBN: 9780128174630, Published Date: 1st December 2019. 37 Pág; 245-280.

Estancia Internacional de 4 meses:

- ❖ Departamento de Ingeniería de Rehabilitación y Prevención en el Instituto Helmholtz en la Universidad RWTH en Aachen, Alemania. Dra. Catherine Disselhorst-Klug. 4 meses.

Referencias

1. Merletti, R.; Farina, D. *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*; Merletti, R., Farina, D., Eds.; John Wiley & Sons, Inc.: Hoboken, New Jersey, 2016; ISBN 9781119082934.
2. Bergey, G.E.; Squires, R.D.; Sipple, W.C. Electrocardiogram Recording with Pasteless Electrodes. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **1971**.
3. Chi, Y.M.; Jung, T.P.; Cauwenberghs, G. Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: Methodological review. *IEEE Rev. Biomed. Eng.* **2010**.
4. Nishimura, S.; Tomita, Y.; Horiuchi, T. Clinical Application of an Active Electrode Using an Operational Amplifier. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **1992**.
5. Anusha, A.S.; Preejith, S.P.; Akl, T.J.; Joseph, J.; Sivaprakasam, M. Dry Electrode Optimization for Wrist-based Electrodermal Activity Monitoring. In Proceedings of the MeMeA 2018 - 2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications, Proceedings; 2018.
6. Higashi, Y.; Yokota, Y.; Naruse, Y. Signal correlation between wet and original dry electrodes in electroencephalogram according to the contact impedance of dry electrodes. In Proceedings of the Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS; 2017.
7. Valchinov, E.; Rutkovskis, A.; Pallikarakis, N. Wireless Dry-Contact Biopotential Electrode. *Proc. 3rd Int. Conf. E-Health Bioeng.* **2011**.
8. Lopez-Gordo, M.A.; Sanchez Morillo, D.; Pelayo Valle, F. Dry EEG electrodes.

Sensors (Switzerland) 2014.

9. Gan, Y.; Vauche, R.; Pons, J.F.; Rahajandraibe, W. Dry Electrode Materials for Electrocardiographic Monitoring. In Proceedings of the 2018 25th IEEE International Conference on Electronics Circuits and Systems, ICECS 2018; 2019.
10. Fonseca, C.; Silva Cunha, J.P.; Martins, R.E.; Ferreira, V.M.; Marques De Sá, J.P.; Barbosa, M.A.; Martins Da Silva, A. A novel dry active electrode for EEG recording. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2007**.
11. Xu, J.; Mitra, S.; Van Hoof, C.; Yazicioglu, R.F.; Makinwa, K.A.A. Active Electrodes for Wearable EEG Acquisition: Review and Electronics Design Methodology. *IEEE Rev. Biomed. Eng.* 2017.
12. Guerrero, F.N.; Spinelli, E. Surface EMG multichannel measurements using active, dry branched electrodes. In Proceedings of the IFMBE Proceedings; 2015.
13. Xu, J.; Yazicioglu, R.F.; Grundlehner, B.; Harpe, P.; Makinwa, K.A.A.; Van Hoof, C. A 160 μ w 8-channel active electrode system for EEG monitoring. In Proceedings of the IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems; 2011.
14. Thalmics Labs Myo Armband. Available online: Available online: <https://support.getmyo.com/hc/en-us> (accessed on 10 November 2019).
15. Dittmar, A.; Lymberis, A. Smart clothes and associated wearable devices for biomedical ambulatory monitoring. In Proceedings of the Digest of Technical Papers - International Conference on Solid State Sensors and Actuators and Microsystems, TRANSDUCERS '05; 2005.

16. Gray, D.S.; Tien, J.; Chen, C.S. High-Conductivity Elastomeric Electronics. *Adv. Mater.* **2004**.
17. Lacour, S.P.; Jones, J.; Suo, Z.; Wagner, S. Design and performance of thin metal film interconnects for skin-like electronic circuits. *IEEE Electron Device Lett.* 2004.
18. Axisa, F.; Brosteaux, D.; De Leersnyder, E.; Bossuyt, F.; Vanfleteren, J.; Hermans, B.; Puers, R. Biomedical stretchable systems using mid based stretchable electronics technology. In Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings; 2007.
19. Axisa, F.; Bossuyt, F.; Vervust, T.; Vanfleteren, J. Laser based fast prototyping methodology of producing stretchable and conformable electronic systems. In Proceedings of the Proceedings - 2008 2nd Electronics Systemintegration Technology Conference, ESTC; 2008.
20. Coosemans, J.; Hermans, B.; Puers, R. Integrating wireless ECG monitoring in textiles. *Sensors Actuators, A Phys.* **2006**.
21. Linz, T.; Gourmelon, L.; Langereis, G. Contactless EMG sensors embroidered onto textile. In Proceedings of the IFMBE Proceedings; 2007.
22. Löfhede, J.; Seoane, F.; Thordstein, M. Soft textile electrodes for EEG monitoring. In Proceedings of the Proceedings of the IEEE/EMBS Region 8 International Conference on Information Technology Applications in Biomedicine, ITAB; 2010.
23. Löfhede, J.; Seoane, F.; Thordstein, M. Textile electrodes for EEG recording - a pilot study. *Sensors (Switzerland)* **2012**.

24. Meyer, J.; Lukowicz, P.; Tröster, G. Textile pressure sensor for muscle activity and motion detection. In Proceedings of the Proceedings - International Symposium on Wearable Computers, ISWC; 2006.
25. Castro, M.C.; Arjunan, S.P.; Kumar, D.K. Selection of suitable hand gestures for reliable myoelectric human computer interface. *Biomed. Eng. Online* **2015**.
26. Ruiz-Olaya, A.F.; Callejas-Cuervo, M.; Perez, A.M. EMG-based pattern recognition with kinematics information for hand gesture recognition. In Proceedings of the 2015 20th Symposium on Signal Processing, Images and Computer Vision (STSIVA); IEEE, 2015; pp. 1–4.
27. Zardoshti-Kermani, M.; Wheeler, B.C.; Badie, K.; Hashemi, R.M. EMG Feature Evaluation for Movement Control of Upper Extremity Prostheses. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* **1995**.
28. Huang, H.P.; Chen, C.Y. Development of a myoelectric discrimination system for a multi-degree prosthetic hand. *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.* **1999**.
29. Wang, G.; Wang, Z.; Chen, W.; Zhuang, J. Classification of surface EMG signals using optimal wavelet packet method based on Davies-Bouldin criterion. *Med. Biol. Eng. Comput.* **2006**.
30. Santa-Cruz, M.C.; Riso, R.; Sepulveda, F. Optimal selection of time series coefficients for wrist myoelectric control based on intramuscular recordings. In Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings; 2001.
31. Boostani, R.; Moradi, M.H. Evaluation of the forearm EMG signal features for the control of a prosthetic hand. In Proceedings of the Physiological Measurement; 2003.

32. Oskoei, M.A.; Hu, H. GA-based feature subset selection for myoelectric classification. In Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2006; 2006.
33. Park, S.H.; Lee, S.P. EMG pattern recognition based on artificial intelligence techniques. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* **1998**.
34. Huang, H.P.; Liu, Y.H.; Wong, C.S. Automatic EMG feature evaluation for controlling a prosthetic hand using a supervised feature mining method: An intelligent approach. In Proceedings of the Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation; 2003.
35. Veer, K.; Sharma, T. A novel feature extraction for robust EMG pattern recognition. *J. Med. Eng. Technol.* **2016**.
36. Wang, F.; Zhou, J.; Lin, J.; Wang, H.; Wang, W.; Yang, J. A comparative study on sign recognition using sEMG and inertial sensors. In Proceedings of the 6th Annual IEEE International Conference on Cyber Technology in Automation, Control and Intelligent Systems, IEEE-CYBER 2016; 2016.
37. Rahimi, A.; Benatti, S.; Kanerva, P.; Benini, L.; Rabaey, J.M. Hyperdimensional biosignal processing: A case study for EMG-based hand gesture recognition. In Proceedings of the 2016 IEEE International Conference on Rebooting Computing, ICRC 2016 - Conference Proceedings; 2016.
38. Samadani, A.A.; Kulic, D. Hand gesture recognition based on surface electromyography. In Proceedings of the 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2014; 2014.
39. Lu, Z.; Chen, X.; Li, Q.; Zhang, X.; Zhou, P. A hand gesture recognition

- framework and wearable gesture-based interaction prototype for mobile devices. *IEEE Trans. Human-Machine Syst.* **2014**.
40. Bian, F.; Li, R.; Liang, P. SVM based simultaneous hand movements classification using sEMG signals. *2017 IEEE Int. Conf. Mechatronics Autom. ICMA 2017* **2017**, 427–432.
 41. Alvaro Altamirano Altamirano Predicción de patrones EMG para movimientos de miembro superior con base en la transformación wavelet y Hilbert-Huang, CINVESTAV-IPN, 2017.
 42. Pozzo, M.; Bottin, A.; Ferrabone, R.; Merletti, R. Sixty-four channel wearable acquisition system for long-term surface electromyogram recording with electrode arrays. *Med. Biol. Eng. Comput.* **2004**.
 43. Benatti, S.; Milosevic, B.; Farella, E.; Gruppioni, E.; Benini, L. A prosthetic hand body area controller based on efficient pattern recognition control strategies. *Sensors (Switzerland)* **2017**, *17*, 1–17.
 44. Chi, Y.M.; Cauwenberghs, G. Wireless non-contact EEG/ECG electrodes for body sensor networks. In Proceedings of the 2010 International Conference on Body Sensor Networks, BSN 2010; 2010.
 45. Laferriere, P.; Lemaire, E.D.; Chan, A.D.C. Surface electromyographic signals using dry electrodes. In Proceedings of the IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement; 2011.
 46. Paul, G.M.; Cao, F.; Torah, R.; Yang, K.; Beeby, S.; Tudor, J. A smart textile based facial emg and eog computer interface. *IEEE Sens. J.* **2014**.
 47. Yamagami, M.; Peters, K.M.; Milovanovic, I.; Kuang, I.; Yang, Z.; Lu, N.; Steele,

- K.M. Assessment of dry epidermal electrodes for long-term electromyography measurements. *Sensors (Switzerland)* **2018**, *18*, 1–15.
48. Roland, T.; Wimberger, K.; Amsuess, S.; Russold, M.F.; Baumgartner, W. An insulated flexible sensor for stable electromyography detection: Application to prosthesis control. *Sensors (Switzerland)* **2019**, *19*.
49. Degen, T.; Torrent, S.; Jackel, H. Low-noise two-wired buffer electrodes for bioelectric amplifiers. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2007**.
50. Garcia, G.A.; Zaccone, F.; Ruff, R.; Micera, S.; Hoffmann, K.P.; Dario, P. Characterization of a new type of dry electrodes for long-term recordings of surface-electromyogram. In Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR'07; 2007.
51. Imtiaz, U.; Bartolomeo, L.; Lin, Z.; Sessa, S.; Ishii, H.; Saito, K.; Zecca, M.; Takanishi, A. Design of a wireless miniature low cost EMG sensor using gold plated dry electrodes for biomechanics research. In Proceedings of the 2013 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, IEEE ICMA 2013; 2013.
52. Guerrero, F.; Haberman, M.; Spinelli, E. Sistema multicanal para adquisición de biopotenciales. *Rev. Ing. Biomédica* **2014**.
53. Ruiz-Olaya, A.F.; Callejas-Cuervo, M.; Perez, A.M. EMG-based pattern recognition with kinematics information for hand gesture recognition. In Proceedings of the 2015 20th Symposium on Signal Processing, Images and Computer Vision, STSIVA 2015 - Conference Proceedings; 2015.
54. Abbas, B.; Farooq, O.; Uzzaman, Y.; Khan, A.A.; Vyas, A.L. Enhancing classification accuracy of wrist movement by denoising sEMG signals. In

- Proceedings of the Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS; 2013.
55. Guo, L.; Guvanasen, G.S.; Liu, X.; Tuthill, C.; Nichols, T.R.; Deweerth, S.P. A PDMS-based integrated stretchable microelectrode array (isMEA) for neural and muscular surface interfacing. *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* **2013**.
 56. Mason, A.; Wylie, S.; Korostynska, O.; Cordova-Lopez, L.E.; Al-Shamma'a, A.I. Flexible e-textile sensors for real-time health monitoring at microwave frequencies. *Int. J. Smart Sens. Intell. Syst.* **2014**.
 57. Scalisi, R.G.; Paleari, M.; Favetto, A.; Stoppa, M.; Ariano, P.; Pandolfi, P.; Chiolerio, A. Inkjet printed flexible electrodes for surface electromyography. *Org. Electron.* **2015**.
 58. Côté-Allard, U.; Gagnon-Turcotte, G.; Laviolette, F.; Gosselin, B. A Low-Cost, Wireless, 3-D-Printed Custom Armband for sEMG Hand Gesture Recognition. *Sensors (Basel).* **2019**, *19*, 1–24.
 59. Munoz, R.; Leija, L.; Alvarez, J.; Hernandez, P.R.; Reyes, J.L. Implantable electrode for chronic recording from skeletal muscle. *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. - Proc.* **1997**.
 60. Escudero Uribe, A.Z. Desarrollo de una Prótesis de 4 Grados de Libertad Activos para Reemplazo por Arriba del Codo, Center for Research and Advanced Studies of the National Polytechnic Institute, 2002.
 61. León Ponce, M. Desarrollo de un sistema para la identificación de 7 movimientos de la mano basado en la señal mioeléctrica del antebrazo, Center for Research and Advanced Studies of the National Polytechnic Institute, 2003.

62. León Ponce, M. Clasificación de patrones mioeléctricos para la operación de un dispositivo antropomórfico, CINVESTAV-IPN, 2012.
63. Barraza Madrigal, J.A. Desarrollo de una prótesis virtual para extremidad superior con amputación por arriba de la articulación del codo, Center for Research and Advanced Studies of the National Polytechnic Institute, 2010.
64. Barraza Madrigal, J.A. Diseño y desarrollo de un sistema ambulatorio de análisis de movimiento: monitoreo, reproducción y seguimiento de hombro, CINVESTAV-IPN, 2016.
65. Moreno Pérez, A.D. Desarrollo del control para una prótesis de brazo con cuatro grados de libertad activos y actuadores paralelos, Center for Research and Advanced Studies of the National Polytechnic Institute, 2010.
66. Márquez Lázaro, A.P. Estrategia para la descomposición de señales mioeléctricas basadas en las técnicas de transformada wavelet y vector soporte, Center for Research and Advanced Studies of the National Polytechnic Institute, 2011.
67. Ramírez García, A. Implementación funcional de una prótesis para un amputado por encima del codo, Center for Research and Advanced Studies of the National Polytechnic Institute, 2011.
68. Alvaro Altamirano Altamirano Propuesta de un Prototipo de Mano Antropomórfica para ser usada como Prótesis, CINVESTAV-IPN, 2012.
69. Pla Mobarak, M. Análisis del estado transitorio en la señal EMG multicanal con fines de identificación de movimientos de la mano, Center for Research and Advanced Studies of the National Polytechnic Institute, 2014.

70. Ruvalcaba Granados, J.A. Diseño y desarrollo de un electrodo integrado a un sistema de adquisición de señales superficiales EMG de músculo. (BISASSEMG), Center for Research and Advanced Studies of the National Polytechnic Institute, 2015.
71. Contreras Rodríguez, L.A. Desarrollo de un sistema ambulatorio para el análisis de movimiento de la extremidad superior, Center for Research and Advanced Studies of the National Polytechnic Institute, 2017.
72. Jones, L.A.; Lederman, S.J. *Human Hand Function*; 2007; ISBN 9780199786749.
73. TAYLOR, C.L.; SCHWARZ, R.J. The anatomy and mechanics of the human hand. *Artif. Limbs* **1955**.
74. Latarjet, M., & Ruiz, A. *Anatomía Humana Tomo I*; 4ta ed.; 2008;
75. Duchateau, J.; Enoka, R.M. Human motor unit recordings: Origins and insight into the integrated motor system. *Brain Res.* 2011.
76. Henneman, E.; Mendell, L.M. Functional Organization of Motoneuron Pool and its Inputs. In *Comprehensive Physiology*; 2011.
77. Merletti, R.; Philip, A., P. *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*; Merletti, Roberto; Philip, A., P., Ed.; A JOHN WILEY & SONS, INC., 2004;
78. Freund, H.J.; Buedingen, H.J.; Dietz, V. Activity of single motor units from human forearm muscles during voluntary isometric contractions. *J. Neurophysiol.* **1975**.
79. BUCHTHAL, F.; GULD, C.; ROSENFALCK, P. Multielectrode Study of the Territory of a Motor Unit. *Acta Physiol. Scand.* **1957**.

80. Stålberg, E.; Falck, B. The role of electromyography in neurology. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1997.
81. Moritani, T.; Muro, M. Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **1987**.
82. Farina, D.; Merletti, R. Estimation of average muscle fiber conduction velocity from two-dimensional surface EMG recordings. *J. Neurosci. Methods* **2004**.
83. Harris, A.J.; Duxson, M.J.; Butler, J.E.; Hodges, P.W.; Taylor, J.L.; Gandevia, S.C. Muscle fiber and motor unit behavior in the longest human skeletal muscle. *J. Neurosci.* **2005**.
84. Mito, K.; Sakamoto, K. On the evaluation of muscle fiber conduction velocity considering waveform properties of an electromyogram in m. biceps brachii during voluntary isometric contraction. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* **2002**.
85. Blijham, P.J.; Ter Laak, H.J.; Schelhaas, H.J.; Van Engelen, B.G.M.; Stegeman, D.F.; Zwarts, M.J. Relation between muscle fiber conduction velocity and fiber size in neuromuscular disorders. *J. Appl. Physiol.* **2006**.
86. Nandedkar, S.D.; Stålberg, E. Simulation of single muscle fibre action potentials. *Med. Biol. Eng. Comput.* **1983**.
87. Trontelj, J. V. Muscle fiber conduction velocity changes with length. *Muscle Nerve* **1993**.
88. Farina, D.; Arendt-Nielsen, L.; Graven-Nielsen, T. Effect of temperature on spike-triggered average torque and electrophysiological properties of low-threshold motor units. *J. Appl. Physiol.* **2005**.

89. Gazzoni, M.; Camelia, F.; Farina, D. Conduction velocity of quiescent muscle fibers decreases during sustained contraction. *J. Neurophysiol.* **2005**.
90. Basmajian, J. V.; De Luca, C.J. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*; 5th ed.; Lippincott Williams and Wilkins, 1985;
91. Farina, D.; Arendt-Nielsen, L.; Merletti, R.; Indino, B.; Graven-Nielsen, T. Selectivity of spatial filters for surface EMG detection from the tibialis anterior muscle. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2003**.
92. Disselhorst-Klug, C. Improvement of spatial resolution in surface-EMG: A theoretical and experimental comparison of different spatial filters. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **1997**.
93. Van Dijk, J.P.; Lowery, M.M.; Lapatki, B.G.; Stegeman, D.F. Evidence of potential averaging over the finite surface of a bioelectric surface electrode. *Ann. Biomed. Eng.* **2009**.
94. Roeleveld, K.; Blok, J.H.; Stegeman, D.F.; Van Oosterom, A. Volume conduction models for surface EMG; confrontation with measurements. In *Proceedings of the Journal of Electromyography and Kinesiology*; 1997.
95. Farina, D.; Merletti, R. Effect of electrode shape on spectral features of surface detected motor unit action potentials. *Acta Physiol. Pharmacol. Bulg.* **2001**.
96. Winter, D.A.; Fuglevand, A.J.; Archer, S.E. Crosstalk in surface electromyography: Theoretical and practical estimates. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **1994**.
97. Webster, J.G. *Medical Instrumentation Application and Design*; Wiley, J., Ed.; 4th ed.; Wiley, 2009;

98. Burke, M.J.; Gleeson, D.T. A micropower dry-electrode ECG preamplifier. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2000**, *47*, 155–162.
99. Zipp, P.; Ahrens, H. A model of bioelectrode motion artefact and reduction of artefact by amplifier input stage design. *J. Biomed. Eng.* **1979**, *1*, 273–6.
100. Huigen, E.; Peper, A.; Grimbergen, C.A. Investigation into the origin of the noise of surface electrodes. *Med. Biol. Eng. Comput.* **2002**, *40*, 332–8.
101. Grimnes, S. Impedance measurement of individual skin surface electrodes. *Med. Biol. Eng. Comput.* **1983**, *21*, 750–755.
102. Huhta, J.C.; Webster, J.G. 60-Hz Interference in Electrocardiography. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **1973**, *BME-20*, 91–101.
103. Fernandez, M.; Pallas-Areny, R. A simple active electrode for power line interference reduction in high resolution biopotential measurements. In Proceedings of the Proceedings of 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; IEEE, 1997; Vol. 1, pp. 97–98.
104. MettingVanRijn, A.C.; Kuiper, A.P.; Dankers, T.E.; Grimbergen, C.A. Low-cost active electrode improves the resolution in biopotential recordings. In Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings; 1996.
105. Paul, G.; Torah, R.; Yang, K.; Beeby, S.; Tudor, J. An investigation into the durability of screen-printed conductive tracks on textiles. *Meas. Sci. Technol.* **2014**.
106. Sokolov, A.N.; Roberts, M.E.; Bao, Z. Fabrication of low-cost electronic

- biosensors. *Mater. Today* 2009.
107. Cho, G.; Lee, S.; Cho, J. Review and reappraisal of smart clothing. *Int. J. Hum. Comput. Interact.* **2009**.
108. Huyghe, B.; Rogier, H.; Vanfleteren, J.; Axisa, F. Design and manufacturing of stretchable high-frequency interconnects. *IEEE Trans. Adv. Packag.* **2008**.
109. Stoppa, M.; Chiolerio, A. Wearable electronics and smart textiles: A critical review. *Sensors (Switzerland)* 2014.
110. Waterproof tent sprays (2020) - [Buying guide] Available online: <https://bestwaterprooftent.com/sprays/> (accessed on May 21, 2020).
111. Hoffmann, K.P.; Ruff, R. Flexible dry surface-electrodes for ECG long-term monitoring. In Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings; 2007.
112. Rai, P.; Kumar, P.S.; Oh, S.; Kwon, H.; Mathur, G.N.; Varadan, V.K.; Agarwal, M.P. Smart healthcare textile sensor system for unhindered-pervasive health monitoring. In Proceedings of the Nanosensors, Biosensors, and Info-Tech Sensors and Systems 2012; 2012.
113. Sibinski, M.; Jakubowska, M.; Sloma, M. Flexible temperature sensors on fibers. *Sensors* **2010**.
114. Classification, P. (12) Patent Application Publication (10) Pub . No .: US 2013 / 0148102 A1 N-40 Patent Application Publication. **2013**, 1.
115. Coyle, S.; Lau, K.T.; Moyna, N.; O’Gorman, D.; Diamond, D.; Di Francesco, F.; Costanzo, D.; Salvo, P.; Trivella, M.G.; De Rossi, D.E.; et al. BIOTEXBiosensing textiles for personalised healthcare management. *IEEE Trans. Inf. Technol.*

Biomed. **2010**.

116. Zadeh, E.G.; Rajagopalan, S.; Sawan, M. Flexible biochemical sensor array for laboratory-on-chip applications. In Proceedings of the Proceedings of the International Conference on Application-Specific Systems, Architectures and Processors; 2007; pp. 65–66.
117. Farina, D.; Negro, F. Accessing the Neural Drive to Muscle and Translation to Neurorehabilitation Technologies. *IEEE Rev. Biomed. Eng.* **2012**, *5*, 3–14.
118. Song, R.; Tong, K.; Hu, X.; Zhou, W. Myoelectrically controlled wrist robot for stroke rehabilitation. *J. Neuroeng. Rehabil.* **2013**, *10*, 52.
119. Farina, D.; Jiang, N.; Rehbaum, H.; Holobar, A.; Graimann, B.; Dietl, H.; Aszmann, O.C. The extraction of neural information from the surface EMG for the control of upper-limb prostheses: Emerging avenues and challenges. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **2014**.
120. Matrone, G.C.; Cipriani, C.; Carrozza, M.C.; Magenes, G. Real-time myoelectric control of a multi-fingered hand prosthesis using principal components analysis. *J. Neuroeng. Rehabil.* **2012**.
121. Muceli, S.; Jiang, N.; Farina, D. Extracting Signals Robust to Electrode Number and Shift for Online Simultaneous and Proportional Myoelectric Control by Factorization Algorithms. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **2014**, *22*, 623–633.
122. Grimnes, S. Impedance measurement of individual skin surface electrodes. *Med. Biol. Eng. Comput.* **1983**.
123. Salazar Muñoz, Y. Caracterización de tejidos cardíacos mediante métodos

- mínimamente invasivos y no invasivos basados en espectroscopia de impedancia eléctrica, Universitat Politècnica de Catalunya, 2004.
124. Hermens, H.J.; Freriks, B. SENIAM 5. Recommendations for Sensors and Sensor Placement Procedures. *Roessingh Res. Dev.* 1997.
 125. Bottin, A.; Rebecchi, P. Impedance of the skin electrode interface in surface EMG recordings. *Proc XIV Congr Int Soc Electrophysiol Kinesiol. Vienna*, 2002, 246–247.
 126. Mortara, D.W. DIGITAL FILTERS FOR ECG SIGNALS. In Proceedings of the Computers in Cardiology; 1977.
 127. Sinderby, C.; Lindstrom, L.; Grassino, A.E. Automatic assessment of electromyogram quality. *J. Appl. Physiol.* **1995**, 79, 1803–1815.
 128. Stegeman, D.; Hermens, H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). *Línea*). Dispon. en [http://www. med. ...](http://www.med...) **2007**, 108–112.
 129. Hermens, H.J.; Freriks, B.; Disselhorst-Klug, C.; Rau, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2000**.
 130. Phinyomark, A.; Hirunviriya, S.; Limsakul, C.; Phukpattaranont, P. Evaluation of EMG feature extraction for hand movement recognition based on euclidean distance and standard deviation. In Proceedings of the ECTI-CON 2010 - The 2010 ECTI International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology; 2010.

131. Philipson, L.; Larsson, P.G. The electromyographic signal as a measure of muscular force: A comparison of detection and quantification techniques. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* **1988**.
132. Carmona, E. Tutorial sobre Máquinas de Vectores Soporte. *Univ. Nac. Educ. a Distancia (UNED)* **2014**.
133. Sutton, O. Introduction to k Nearest Neighbour Classification and Condensed Nearest Neighbour Data Reduction. *Introd. to k Nearest Neighb. Classif.* **2012**.
134. Moujahid, A.; Inza, I.; Larrañaga, P. Tema 5. Clasificadores K-NN. *Dep. Ciencias la Comput. e Intel. Artificial. Univ. del País Vasco{Euskal Herriko Unibertsitatea}* 1–8.
135. Rodriguez, O. Aprendizaje Supervisado K - Vecinos más cercanos. **2008**.
136. Perry, R.H.; Green, D.W.; Maloney, J.O. *Perry's chemical engineers' handbook*; 7th ed.; McGraw-Hill, 1997;
137. Hoffmann, K.P.; Ruff, R. Flexible dry surface-electrodes for ECG long-term monitoring. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* **2007**, *4*, 5740–5743.
138. Webster, J.G. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*; Webster, J.G., Ed.; John Wiley & Sons, Inc.: Hoboken, NJ, USA, 2006; ISBN 0471732877.
139. Texas Instruments Analysis of the SallenKey Architecture Mixed Signal Products Application Report SLOA024B. **1999**.
140. Hermens, H.J.; Rau, G.; Disselhorst-Klug, C.; Freriks, B. Surface Electromyography Application Areas and Parameters (SENIAM 3). *Stand. Surf. Electromyogr. Eur. Proj.* **1998**.
141. Luca, C.J. De Surface Ectromyography : Detection and Recording. *Delsys Inc.*

2002.

Anexos

2015 International Conference on Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering

Design and measurement of the standards of a miniaturized sEMG acquisition system with dry electrodes integrated

A. Ruvalcaba, A. Altamirano, C. Toledo, *Member IEEE*, R. Muñoz, A. Vera y L. Leija, *Member IEEE*
Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección Bioelectrónica, CINVESTAV-IPN, México D.F., México
e-mail: rmunoz@cinvestav.mx, arvera@cinvestav.mx, lleija@cinvestav.mx

Abstract— The aim of this article is to design a miniaturized sEMG signal acquisition system with integrated dry electrodes in order to reduce the induce noise due to the cables. The miniaturization of the system allows to reduce the electronic noise produce by the components and to reduce the acquisition area in a more punctually way. The use of dry electrodes allows us to make long term acquisition so that we can use te system in myoelectric prosthesis control. In order for the system to be established as a functional sEMG acquisition sytem we measured the standards propoused by the AAMI for the electrodes and the standards for sEMG acquisition systems propoused by the ISEK.

Key words—sEMG, sEMG estandards, signal acquisition, dry electrodes.

I. INTRODUCTION

A. Electromyography

Electromyographic signals (EMGs) are electric potentials generated by the action of different motor units during a muscle contraction. The amplitude of this signals go from 50 μ V to 20-30 mV. The amplitude of this biopotentials is proportional to the intensity of the contraction [1]. EMGs are detected in a frequency range between 20-450 Hz [2].

In clinical neurophysiology, EMG is used to determine anatomical properties of the underlying muscular tissue, like

the location of innervation zones or fiber lengths [3], but also to analyze neurological properties like the conduction velocity of single motor unit action potentials [4].

B. Electrodes designe

A good electrode designe is not that simple and easy as someone could assume, and every electrode designe is not equal in performance as another. At the moment of designing an electrode, the electronic device is usually the first one to be developed and the electrode designe is left to the end, and this point of view is wrong [8]. It is important that the measured signal is clear, without distorsion and artifact free. Unfortunately at the moment of monitoring the electrodes, if they're not chosen wisely, it leads to significant problems that make the signal difficult to analyze [8].

The current or charge is transported by ions in the body and by electrons in the electronic device. The “charge transference” between the current and the charge carriers takes place in the patient/electrode interface and is of mayor importance in the design of an optimal electrode. Both the electrode/electrolyte interface and the skin under the electrode resulting in potentials and impedance that can distort the measured signal [8].

A significant problem is developed because the contact impedance change with the frequency. The dependence of the frequency of the contact impedance is consequence of the parasitic capacitance in the electrode/electrolyte interface. At low frequency the contact impedance can be very high thus a significant attenuation of the low-frequency components [8].

C. EMG acquisition system and electrode designe standards

According with the International Society of Electrophysiological Kinesiology[13], the minimum specifications for EMG signals are:

- Input impedance:
 - o $>10^8 \Omega$ y $>10^8 \Omega$ a 100^8Hz
- Amplification gain:
 - o $200 - 100.000 \pm 10\%$ on discrete increments
- Gain nonlinearity:
 - o $\leq \pm 2.5\%$
- Gain stability:
 - o Variation should be 5%/year
- CMRR:
 - o $> 90\text{dB}$

The Association for the Advancement of Medical

Instrumentation (AAMI) has a range to label the electrical performance requirements, among others, for manufacturers and users to help ensure acceptable levels or safety and efficacy in the product [8].

Even tho it was originally conceived to evaluate ECG disposable electrodes, this standards are widely used to evaluate other biosignal monitoring electrodes.

The standards committee decided that the gel to gel electrode impedance should be significantly lower than the ones expected from a clean dry skin, to ensure a minimum contribution from the electrode itself to the global impedance [23]. The average impedance of 10 Hz from a standard ECG pair of electrodes over the skin without abrasion was of 100 k Ω . The IEC committee choose 2000 k Ω as a reasonable limit for 10 Hz gel to gel impedance to ensure that the electrodes doesn't contribute significantly in the total impedance [8].

There are two main types of electrodes that are used in EMG, dry and wet. Wet electrodes with a better electrode/skin impedance attachment are the disposable Ag/AgCl electrodes. We can find the dry electrode fabricated by DELSYS™, which consists of a sealed case, its inside protected against environmental noise. The sensors contacts are two 10 mm bars of 99.9% of silver and 1 mm of diameter with an interelectrode space of 10 mm [26].

I. METHOD

We established a new electrode arrangement configuration for differential acquisition as shown in figure 1 in order to limit the acquisition area and prevent the cross-talk of muscles.

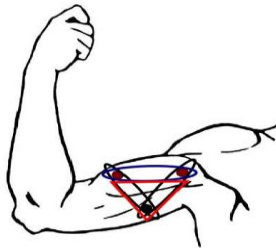


Fig. 1. Representation of the differential signal acquired and the noise eliminated. (black oval: $N + n$ and $N + n$, blue oval: signal without noise, red triangle: suppressed noise).

In figure 1 we can see two differential electrodes and one reference electrode, according to the equation in figure 1 we can see that the total acquisition area will be the two black ovals, the red triangle the noise suppressed

surrounding the electrodes and the blue oval the final

The acquisition system we use is a configuration proposed by A. Ruvalcaba et al in [1], which consist in two input buffers to engage the impedance from the electrodes to the system; then two instrumentation amplifiers are placed in cascade to divide the gain amplitude and avoid the amplifiers to saturate. The amplifiers have an offset adjustment, and at the final stage a low pass filter calculated at a 400 Hz cutoff frequency. The system does not have a notch filter for the 60 Hz frequency because we established base on theory proposed by De Lucca, Merletti, among others, that there is important EMG information in that frequency that we don't want to lose.

In order to establish that our acquisition system works safely and that it works correctly acquiring a clean EMG signal noise free, a series of standards – described by the International Society of Electrophysiological Kinesiology (ISEK) for EMG acquisition systems – need to be measured.

As well as the standards for electrodes described by the Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI). These standards measured were:

Electrodes: Skin/electrode impedance.

Acquisition system: CMRR, Frequency response and Input impedance.

II. RESULTS

An 9.6 mm of diameter – round shape electrode was designed and manufactured (figure 2), they have an inter electrode distance of 2 cm from center to center.

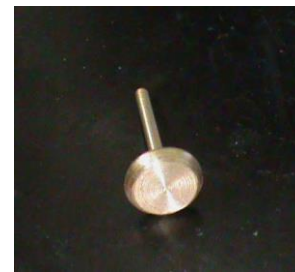


Fig. 2. Brass electrode.

In order to obtain the CMRR of the system, we

system, then we use the equation $CMRR = 20 \log \left(\frac{A_d}{A_c} \right)$ to obtain the response to noise of the system.

Table I. Inputs and outputs voltages measured in each stage of the system in differential gain configuration.

	Vrms	V _{p-p}
Input voltage	3.54 mV	29 mV
First amp. Output	360.5 mV	1.11 V
Second amp. output	4.17 V	12.7 V
Third amp. output	4.12 V	12.5 V

With this voltages we can use the equation $A_d = \frac{V_{out}}{V_{in}}$ to obtain the differential gain of the system:

$$= \frac{4.12}{3.54 \text{ mV}} = 1163$$

Table II. Inputs and outputs voltages measured in each stage of the system in common mode gain configuration.

	Vrms	V _{p-p}
Input voltage	0.87 V	---
First amp. output	1 mV	---
Second amp. output	11.5 mV	---
Third amp. output	0.77 mV	---

With this voltages we can use the equation $A_c = \frac{V_{out}}{V_{in}}$ to obtain the common mode gain of the system:

$$0.77 \text{ mV}$$

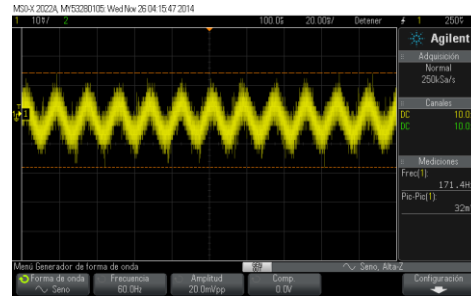


Fig. 3. Input voltage signal to test its differential gain.

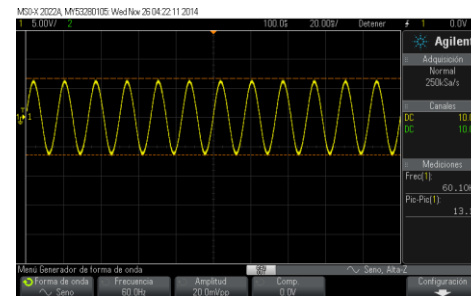


Fig. 4. Output voltage signal in differential gain configuration.

The cutoff frequency was established at 400 Hz and calculated using the equation $f_c = \frac{0.707}{2\pi RC}$, where we

established the value of a commercial resistor to calculate the real cutoff frequency.

$$f = \frac{0.707}{2\pi(2.7k)(0.1\mu)}$$

The only standar measured for the electrodes was the skin/electrode impedance using the 3 electrode method (3EM)[ref]. First we attached Ag/AgCl electrodes and measured its skin/electrode impedance, then we connected our brass electrodes and measured the same, obtaining the graph of figure 6 comparing the reference electrode of Ag/AgCl impedance with our brass electrodes varying the frequency response from 5 Hz to 2 kHz.

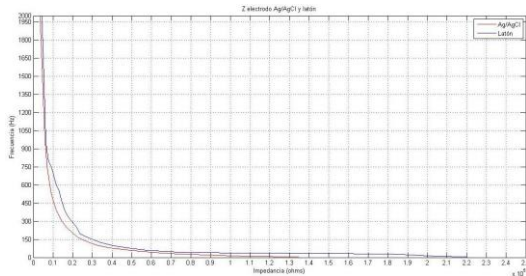


Fig. 6. Relationship of the response of the impedance to the frequency of the Ag/AgCl and brass electrodes.

We use the standards that the ISEK established for EMG acquisition systems obtaining the table 3 were we compare our own proposal.

Table III. Measured standards for EMG acquisition systems.

	ISEK 10 ⁸	EISEMGAS
Impedancia de entrada	> 10 ⁸ Ω a 100 Hz	100 MΩ modo diferencial 250 GΩ modo común
CMRR	>90 dB a 60 Hz	116 dB

There were used two 11 V batteries (figure 7) to maque a bipolar power supply for the system, wich allows our system to be isolated to protect the user from a hazardous discharge and prevent any noise from the supply power.

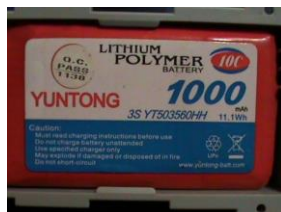


Fig. 7. Batteries used to supply power to the system.

The consumed current by the system was measured, noticing the energy consumed by each battery due to the bipolar supply. In order to obtain the discharge time of the battery, that is to say, the time the battery can be supplying the system we use the equation:

$$\text{Discharge time} = \frac{\text{battery electric charge}}{\text{device power consumption}}$$

obtaining

$$\text{Discharge time} = \frac{000 \frac{\text{NA}}{\text{h}}}{17.2 \text{ NA}} = 58.14 \text{ Hours}$$

Which means that a single acquisition system can work during strait 58 hours.

Finally we connected the system to the palmar muscle to acquire the signal response using our sytem (figure 8), and establish the amplitude and cleanness of our system (figure 9).



Fig. 8. Final stage of the electrodes integrated to the sEMG signal acquisition sytem.

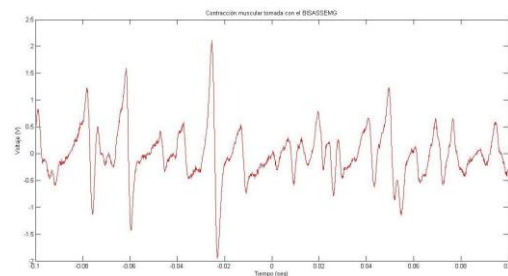


Fig. 9. Signal obtain from a high contraction from the palmar muscle using the brass electrodes integrated to the sEMG acquisition system.

Table IV. Comparison of specifications between commercial system and our proposed sensor.

Specifications	EISEMGAS	Bagnoli®
Mechanical		
Type	Single Differential	Single Differential
Number of contacts	2	2
Contact Dimensions	2 mm x 9 mm diameter	10.0 x 1.0 mm diameter
Contact Spacing	20 mm	10 mm
Contact Material	NN	NN
Case Dimensions	35 mm diameter x 20 mm height	41 x 20 x 5 mm
Case Material	ABS	Polycarbonate
Electrical		
Bandwidth	0 – 450 Hz ± 30	Open
CMRR	116 dB	100 dB
Power Consumption	10	10 f _i /0.2pF
Sensor Contacts	4 brass round electrodes 2 mm x 9 mm diameter	2 silver bars 10 mm x 1 mm diameter
Sensor Dimensions	30 mm diameter	19.8 mm x 5.4 x 35

I. DISCUSSION AND CONCLUSION

According to the established in the AAMI standards, our dry brass electrode impedance is in the range of 100 k Ω to 2000 k Ω . The highest Ag/AgCl electrode impedance is observed in the lower frequency, decreasing its value when the frequency increase. It has an impedance range from 134 k Ω at 5 Hz to 3.33 k Ω at 2 kHz, and having an impedance of 10.54 k Ω at 450 Hz, which is the cutoff frequency of our system.

The brass electrode have an impedance range of 220 k Ω at 5 Hz to 4.32 k Ω at 2 kHz, and having an impedance of 14.81 k Ω at the cutoff frequency of 450 Hz. We can observe with this values that there's not much difference of electrode/skin impedance between these two electrodes, establishing our electrodes can be used to acquire EMG signals according to AAMI standards.

The CMRR of the system we measured is between the standards established by the ISEK for EMG acquisition systems, obtaining a value of 116 dB, letting us know that our system has low noise that affects our output signal.

In order to obtain with the other standards established for EMG acquisition systems as the input impedance, we can only make sure to use an electronic component – as the instrumentation amplification INA128 – which it have an input impedance of T Ω and a Bias current of 5 nA. The

system has a cutoff frequency from 400 to 500 Hz, according to the standards.

The final acquisition system is a 3.5 cm of diameter by 2 cm height. The system is pressed and attached against the muscle to acquire the signal. It is powered by three external terminals and one more from where we take the output signal. This signal can be stored afterward in a computer to be processed and analyzed.

ACKNOWLEDGMENT

Authors acknowledge the support for the development of this work to the Program ECOS-ANUIES-CONACYT M10-S02, Conacyt-F-Salud 201590 and Conacyt-F-Salud 201256.

We appreciate the funding for the development of the work presented project: ECOS Mexico-France Program P: M10-S02. CONACYT Fondo SALUD No. 201590 y 201256 and Joint Cooperation Fund Mexico-Uruguay (SRE-AUCI) 2012-2013.

REFERENCES

- [1] De Luca, A. Adam, R. Wotiz, "Decomposition of Surface EMG Signals", Journal of Neurophysiology, Vol. 96, 2006, pp. 1646-1657.
- [2] J. G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, 2nd ed. vol. 3, New Jersey: John Wiley & Sons, 2006, pp. 98-108.
- [3] R. Merletti, D. Farina, M. Gazzoni, The linear electrode array: a useful tool with many applications, J. Electromyogr. Kinesiol. 13 (1) (2003) 37–47.
- [4] M.J. Zwarts, D.F. Stegeman, Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility, Muscle Nerve 28 (1) (2003) 1–17.
- [5] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, second edition, volume 1, University of Wisconsin – Madison, E.U.A., a John Wiley & Sons, Inc. publication, 2006.
- [6] Webster JG. Medical Instrumentation: Application and Design. 3rd ed. New York: John Wiley & Sons; 1998.
- [7] Irving Aaron Cifuentes González "Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales eletromiográficas". Universidad Autonoma de Yucatan, Mérida, Yucatán, 2010.
- [8] Robert F. Coughlin, Frederick F. Driscoll, Circuitos Integrados Lineales y Amplificadores Operacionales,

segunda edición, Wentworth Institute of Technology,
Prentice – Hall, 1987.

[1] José Antonio Ruvalcaba Granados, “Diseño y desarrollo de un electrodo integrado a un sistema de adquisición de señales superficiales EMG de músculo. (BISASSEM).”, tesis de maestría, febrero 2015, CINVESTAV – IPN, México, D.F.

[2] Lorena Alvarez Osorio, “Acondicionamiento de señales Bioeléctricas”, tesis de ingeniería de la Universidad Tecnológica de Pereira, Colombia, Abril 2007.



Design and test of a dry electrode array implemented on wearable sEMG acquisition sleeve for long term monitoring

A. Ruvalcaba, R. Muñoz, A. Vera y L. Leija, *Member IEEE*

Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección Bioelectrónica, CINVESTAV-IPN, México D.F., México
e-mail: jruvalcaba@cinvestav.mx, rmunoz@cinvestav.mx, arvera@cinvestav.mx, lleija@cinvestav.mx

Abstract— In this article we describe the design and construction of a wearable sEMG signal acquisition system for long term monitoring using dry electrodes based on conductive fabrics. It is necessary to have a system capable of conforming to the shape of the forearm in order to acquire more reliable signals during long time sensing. Therefore, we develop a miniaturized sEMG acquisition system that can be placed over a wearable acquisition device.

A 3 dry conductive fabric electrode array was also mounted over the wearable. This array was connected to an sEMG acquisition system with a CMRR of 94 dB. A signal of the flexion of the wrist was acquired at the long palmar muscle with an amplitude of 0.5 to 1 Vp-p. All circuits were mounted over a sleeve to make the system wearable during the acquisition.

Key words — electrode array, wearable electronics, miniaturized electronics, sEMG, signal acquisition, dry electrodes, conductive fabrics.

I. INTRODUCTION

A. Electromyography

The EMG signal is generated by the electrical activity of the muscle fibers active during a contraction. For surface recordings the volume conductor constitutes an important low-pass filtering effect on the emg signal [1]. The amplitude of this signals go from 50 μ V to 20-30 mV. [2]. EMGs are detected in a frequency range between 20-450 Hz [3].

B. Electrodes design

It is necessarily to find stability at the skin-electrode contact. The most common procedure is to shave, clean, and rub the skin with a slightly abrasive cloth soaked in water or a solvent, the use of Ag or Ag/AgCl electrodes with some conductive gel improve and stabilize the skin-electrode contact [1]. Capacitive electrodes, dry or paste less electrodes (no gel), and ceramic electrodes have also been tested. Miniature electrodes, with diameters below 5 mm, specifically designed for EMG should be preferred [1].

This impedance is highly affected by skin preparation and is inversely related to electrode surface. Rubbing the skin with medical abrasive paste is without a doubt the best treatment to reduce electrode-skin impedance. The widely used treatment with alcohol is not very effective. the electrode

noise is generally the most important source of noise in EMG recordings and is therefore the limiting factor for detection of very small potentials [1]. Noise is affected by skin treatment. Slight skin abrasion or “peeling” with adhesive tape reduce electrode-skin impedance, noise, dc voltages, and motion artifacts [1].

The detection of surface EMG signals in many points over the skin provides information about the activity of the muscle fibers, with the possibility of better understanding the signal features and their relations with the functions of the neuromuscular system [2].

C. Wearable electronics

Electromyographic (EMG) monitoring is used in various fields, including fitness, rehabilitation and prosthetic control. The use of normal Ag/AgCl electrodes leads to a high setup time and cost for a monitoring systems, in research as well as the home and clinical environments. Many Ag/AgCl electrodes use an adhesive that wears out through repeated uses. A dry electrode implemented as part of a textile-based wearable system is therefore required in a long-term reusable monitoring garment. [3]

Currently, devices are being developed to monitor human vital signs continuously, as noninvasively and comfortably as possible. Materials, such as plastic and elastomeric substrates are used in these flexible devices for they are conformal, light weighted, and therefore offer better interface with the human skin and soft tissue [4].

M. Pozzo et al. [5] (2004), developed a wearable sEMG acquisition system using adhesive, wet electrodes. Its system had a 90 dB CMRR. Klaus-Peter Huffmann et al. [6] (2007), developed a wearable for ECG recording covering textile with polysiloxane and loading it with conductive nanoparticles. The electrodes are provided with a general-purpose electrolyte. Sheng Xu et al. [7] (2014), developed a flex substrate with microfluid for an ECG acquisition epidermal system.

In this paper, we developed a wearable sleeve to acquire superficial EMG in a more comfortable and effective way and with cleaner signals in order to avoid later cleaning during computer processing. This wearable allows the user to move



more comfortably during sensing and acquisition. By using dry electrodes, we can avoid the constant use of conductive gel while acquiring EMG signals. This allows us to monitor the user signals and movements for a long-period of time.

Some superficial EMG wearable acquisition systems use conductive gel for a better conduction at the electrode/skin impedance. Some other authors develop their own dry electrodes to avoid the constant use of gel, but still use a commercial DAQ (data acquisition) for the signal acquisition and storage.

Other authors have recently developed novel flexible electrodes coupled to a flexible acquisition system. Nonetheless the fabrication of these devices is very complex and expensive.

I. METHOD

We want to acquire superficial EMG signals from the forearm when a subject does a particular movement using a wearable that conforms to the shape of the forearm during a long period of time. It was implemented a miniaturized electronics based on SMD components in order to reduce the size of the circuits so they can be attached to a wearable sport's sleeve, and in turn, reduce the noise induced by conventional electronic components.

The wearable circuit consist in a one channel dry electrode array using conductive fabric. We designed a plastic base for placing the conductive fabric. These electrodes are 20 mm wide with an inter-electrode distance (IED) of 25 mm (Fig. 1).

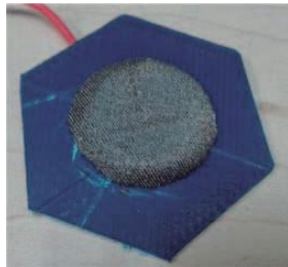


Fig. 1. Conductive fabric 20 mm Ø dry electrode.

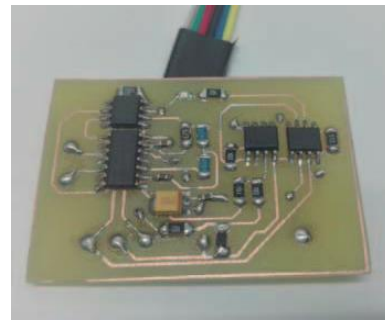


Fig. 2. sEMG acquisition system with miniaturized electronics.

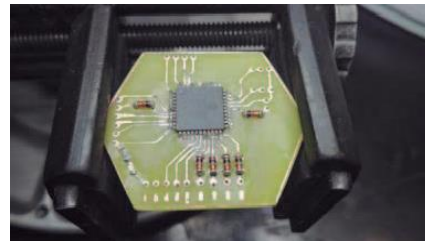


Fig. 3. ADC/Serial USB transmitter miniaturized.

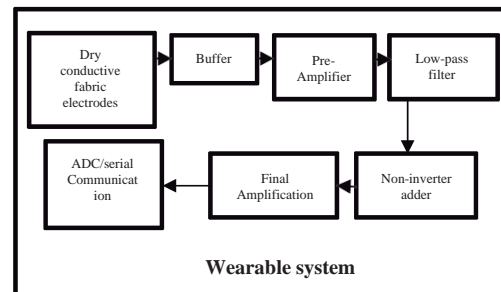


Fig. 4. Block diagram of the complete sEMG acquisition system

The signal from the electrodes are connected to two buffers to ensure an impedance coupling. The output goes to a pre-amplifier circuit (INA128UA), which has a CMRR of 120 dB and a high impedance input. The pre-amplifier is set to a gain of 120, enough to have a signal amplitude of 500 mV to 1000 mV. Then the signal goes to a low-pass, unit gain, sallen-key filter with a CF (cut frequency) of 400 Hz (A. Ruvalcaba [8]). Meaning we are working in a bandwidth from 0-400 Hz without a notch filter to eliminate the 60 Hz frequency. Some authors establish that there is important EMG information at 60 Hz. The output filtered signal goes to the

entrance of a non-inverter adder to add a dc voltage of 2.2 Vdc in order to send both cycles of the signal to a positive value so that the signal can be introduced to a ADC circuit. After the non-inverter adder, the signal is introduced to a final amplification phase (with a gain of 2) to compensate the amplitude lost at the adder. This circuits make up the whole acquisition system (Fig. 2). We use the ADC of 10 bits from the microcontroller PIC18f4550 smd (superficial mounted device, Fig. 3). The microcontroller is connected to a usb serial driver FT232 to communicate the system with the computer, storing the data in a .csv file using Matlab as the interface software. The whole system is powered by two 9 V rechargeable batteries in order to make a bipolar power supply. The instrumentation amplifiers and the buffers are power by ± 5 Vcd, and all the other devices are powered with + 5 Vcd. a In Fig. 4 is shown the block diagram of the whole system.

In order to establish that the acquisition system is acquiring correctly with the fewest amount of noise affecting its system, we measure the CMRR. We acquired a signal during resting mode and during a contraction at the long palmar muscle using commercial wet electrodes. Then we make the same acquisition using our dry electrodes and compare the signals.

I. RESULTS

We connected the sEMG acquisition circuit to the long palmar muscle of the left arm using the wearable system to ensure a good attachment of the dry electrodes to the skin. We measured the signal response with the wearable system to a wrist flexion (Fig. 5) and the resting state when the muscle is not moving (Fig. 6).



Fig. 5. Long palmar muscle response to a wrist flexion using the dry electrodes wearable system. The signal has a 2.2 Vdc offset in order to send it by the analog input to the microcontroller.

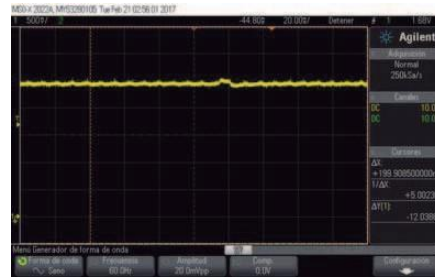


Fig. 6. Long palmar muscle response to a resting state using the dry electrodes wearable system. The signal has a 2.2 Vdc offset in order to send it by the analog input to the microcontroller.

We then measure the response of the long palmar muscle to a wrist contraction using the Ag/AgCl wet electrodes (Fig. 7), and the rest state with these same electrodes (Fig. 8). All the circuits were mounted over a sport sleeve as well as the dry/wet electrodes (Fig. 9).



Fig. 7. Long palmar muscle response to a wrist flexion using Ag/AgCl wet electrodes wearable system. The signal has a 2.2 Vdc offset in order to send it by the analog input to the microcontroller.

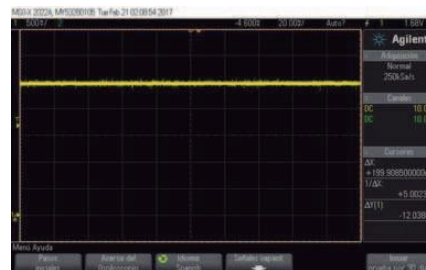


Fig. 8. Long palmar muscle response to a resting state using Ag/AgCl wet electrodes wearable system. The signal has a 2.2 Vdc offset in order to send it by the analog input to the microcontroller.



Fig. 9. Final sEMG acquisition sleeve

For obtaining the CMRR of the system we calculate first the differential mode gain, then the common mode gain and finally the CMRR.

$$G_d = \frac{V_o}{V_i} = 112$$

$$G_{NC} = \frac{V_o}{V_c/2} = 0.0022$$

$$CMRR = 20\text{Log}_{10}\left(\frac{G_d}{G_{NC}}\right) = 94 \text{ dB}$$

I. DISCUSSION AND CONCLUSION

We developed a dry electrode using conductive textiles for sEMG signal acquisition without the need of using conductive gel that helps the coupling of the electrode/skin impedance. The array of 3 electrodes, as well as the acquisition and communication circuits are attached to the wearable sport's sleeve. The sleeve was placed over the forearm of the user – without any previous skin preparation – then we acquire the signal response of the long palmar muscle to a wrist flexion. This signal is shown in Fig. 5 and we compare it with the signal in Fig. 7, which was acquired the same way, but using wet Ag/AgCl electrodes. It is observed that the amplitude and quality of the signal is very similar in both cases, proving a correct coupling and signal acquisition with our dry electrodes.

The signal during muscle resting was also acquired in order to obtain a qualitative representation of the system noise. In Fig. 6 is shown the signal in steady state using the dry electrodes. This signal is compared with the one in Fig. 8, which is the steady state acquired with wet Ag/AgCl electrodes. In a qualitative form, we can observe that there is visible noise while using dry electrodes, nonetheless, this

noise is due to a lack of coupling in the electrode/skin impedance. This coupling improves as time goes by.

Finally, in order to ensure that the signal we are acquiring is all EMG and not noise induced by the electronic system, we must measure the CMRR. According to the standard of the AAMI [9], an EMG acquisition system must have a CMRR >80 dB. The CMRR was measure from the buffers till the final amplification stage. We obtain a CMRR of 94 dB. This shows that our system works perfectly without inducing noise to the EMG signal. This is achieved by developing compact, small electronic circuits. At the end we have an interface using Matlab to storage the data in .csv files for further processing.

ACKNOWLEDGMENT

Authors would like to thank the National Council for Science and Technology (CONACYT, Mexico) for the support received with project CONACYT-Salud 2013-I-201590, 201256, project joint cooperation México-Uruguay (SRE-AUCI) 2012-2013 and project CSIC-COOPB20166.

REFERENCES

- [1] Roberto Merletti, Philip A. Parker, "Electromyography, Physiology, Engineering and Noninvasive Applications", New Jersey: John Wiley & Sons, 2004.
- [2] Merletti, R., Farina, D., & Gazzoni, M. (2003). The linear electrode array: a useful tool with many applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 37-47.
- [3] Paul, G., Torah, R., Beeby, S., & Tudor, J. (2014). The development of screen printed conductive networks on textiles for biopotential monitoring applications. *Sensors and Actuators A: Physical*, 206, 35-41.
- [4] Khan, Y., Ostfeld, A. E., Lochner, C. M., Pierre, A., & Arias, A. C. (2015). Monitoring of Vital Signs with Flexible and Wearable Medical Devices. *Advanced Materials*.
- [5] Pozzo, M., Bottin, A., Ferrabone, R., & Merletti, R. (2004). Sixty-four channel wearable acquisition system for long-term surface electromyogram recording with electrode arrays. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42(4), 455-466.

[1] Hoffmann, K. P., & Ruff, R. (2007, August). Flexible dry surface-electrodes for ECG long-term monitoring. In Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE (pp. 5739-5742). IEEE.

[2] Xu, S., Zhang, Y., Jia, L., Mathewson, K. E., Jang, K. I., Kim, J., ... & Bhole, S. (2014). Soft microfluidic assemblies of sensors, circuits, and radios for the skin. *Science*, 344(6179), 70-74.

[3] José Antonio Ruvalcaba Granados, “Diseño y desarrollo de un electrodo integrado a un sistema de adquisición de señales superficiales EMG de músculo. (BISASSEMIG).”, tesis de maestría, febrero 2015, CINVESTAV – IPN, México, D.F.

[4] Jon G. Webster, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, second edition, volume 1, University of Wisconsin – Madison, E.U.A., a John Wiley & Sons, Inc. publication, 2006.



Desarrollo de una tarjeta miniatura de adquisición de señales para el monitoreo continuo de señales superficiales electromiográficas

A. Ruvalcaba, A. Vera, R. Muñoz, L. Leija

Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección Bioelectrónica, CINVESTAV-IPN, México D.F., México
jrualcaba@cinvestav.mx

Resumen — En este artículo se describe el diseño y la fabricación de una tarjeta para la adquisición de señales superficiales electromiográficas de larga duración utilizando un arreglo de electrodos secos de tela conductiva para un registro monocanal. El sistema de adquisición tiene un CMRR de 94 dB. Se registró la señal de respuesta muscular del bíceps de un sujeto de prueba a una flexión de codo. Se compararon los resultados obtenidos con electrodos húmedos comerciales de Ag/AgCl y con los electrodos secos de tela conductiva.

INTRODUCCIÓN

La señal electromiográfica (EMG) es generada por la actividad eléctrica de las fibras musculares al momento de realizar alguna contracción. La amplitud de la señal sEMG va desde 50 μV a 20 – 30 mV. La señal EMG se encuentra comprendida en un rango de frecuencia de entre 20 – 450 Hz [1]. El monitoreo de señales electromiográficas es utilizado en diversos campos incluyendo medicina del deporte, rehabilitación y control de prótesis.

En el ámbito hospitalario o de investigación, los sistemas de adquisición de señales superficiales de EMG utilizados son grandes tarjetas de adquisición que son muy costosas y voluminosas. Por esta razón desarrollamos una tarjeta miniaturizada para monitoreo de señales sEMG a largo plazo.

METODOLOGÍA

El circuito completo consta de las siguientes etapas: pre-amplificación, filtro pasa bajas, sumador no inversor, amplificación final [2], conversión A/D y transmisión serial.



Fig. 1. Diagrama a bloques de la tarjeta de adquisición.

Para la etapa de la conversión y transmisión se utilizó el microcontrolador ATMEGA328-p. El sistema se probó ingresando una señal de 500 mVca a 60 Hz- utilizando un generador de la marca Tectronix® - a una de las entradas de los electrodos y colocando la otra entrada a tierra, para crear una ganancia en modo diferencial. Posteriormente se probó el sistema para adquirir señales sEMG. Se colocaron primero electrodos desechables de Ag/AgCl en el bíceps, con el sujeto de pruebas sentado, con el brazo extendido con la palma hacia arriba, se le pidió al sujeto que realizara una flexión de codo y regresara a su posición original. El experimento se realizó una segunda vez, pero utilizando electrodos secos vestibles.

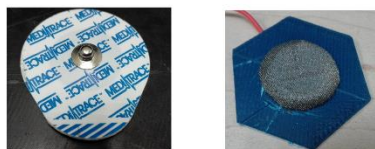


Fig. 2. (a) Electrodo húmedo desechable de Ag/AgCl.
(b) Electrodo seco de tela conductiva.

RESULTADOS

Se diseñó y desarrolló una tarjeta de adquisición de señales sEMG de 5 cm X 10 cm X 2 cm. Se adquirieron 20 s (20,000 muestras) de una señal de 500 mVca a 60 Hz utilizando la tarjeta miniaturizada a través del puerto serial de la computadora a una tasa de muestreo de 1 kHz, logrando replicar la información sin pérdidas de información. Se obtuvo un registro con una tasa de muestreo de 1 kHz de 5 s del bíceps al momento de realizar la flexión del codo utilizando electrodos desechables de Ag/AgCl, logrando distinguir el estado de reposo, transitorio y estable de la contracción.

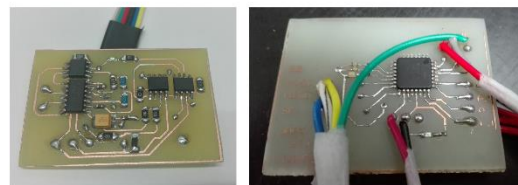


Fig. 3. Tarjeta de adquisición y transmisión de datos para señales sEMG.

Se realizó la misma prueba, pero utilizando los electrodos secos vestibles colocados en el mismo punto, obteniendo un movimiento en la línea de base debida al uso de los electrodos secos, movimiento que se corrigió con procesamiento digital en Matlab. El sistema de adquisición cumple con los estándares establecidos por la AAMI para sistemas de adquisición de EMG: CMRR 94 dB.

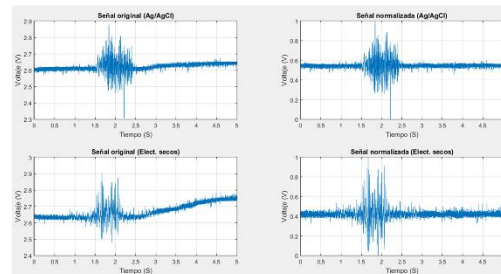


Fig. 4. Flexión del codo registrada en el bíceps con electrodos húmedos y secos. Señal original adquirida y señal normalizada.

CONCLUSIONES

El sistema se encuentra dentro de los estándares de la AAMI para sistemas de adquisición de señales EMG al tener un CMRR de 94 dB. Es un sistema flotado de bajo peso y bajo costo, portátil y robusto. Su estrada funciona tanto con electrodos comerciales como con electrodos de diseño propio. Se tomaron señales por 5 segundos (5,000 muestras) sin embargo se pueden tomar muestras por mayores espacios de tiempo, haciéndolo un sistema de monitoreo a largo plazo.

Agradecimientos

Authors would like to thank the National Council for Science and Technology (CONACYT, Mexico) for the support received with project CONACYT-Salud 2013-I-201590, 201256, project joint cooperation México-Uruguay (SRE-AUCI) 2012-2013 and project CSIC-COOPB20166.

[1] Merletti, R., Farina, D., & Gazzoni, M. (2003). The linear electrode array: a useful tool with many applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 37-47.

[2] José Antonio Ruvalcaba Granados, "Diseño y desarrollo de un electrodo integrado a un sistema de adquisición de señales superficiales EMG de músculo. (BISASSEM).", tesis de maestría, febrero 2015, CINVESTAV – IPN, México, D.F.

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo: _____, a ____ de _____ del _____, estoy de acuerdo en participar en el protocolo de investigación **“Desarrollo de un wearable multi-canal no invasivo de adquisición de señales sEMG utilizando un arreglo de electrodos secos para activar una prótesis mioeléctrica”**.

Se me ha explicado minuciosamente los objetivos, procedimientos de las pruebas **no invasivas** a realizar y que mi identidad no será revelada en ningún momento, por lo cual mi incorporación será voluntaria. Autorizo que el resultado de mis pruebas y cuestionario sean usados en fines de investigación a este proyecto.

Por lo tanto, al firmar este documento autorizo me incluyan en esta investigación.

El objetivo de la investigación es demostrar la reproducibilidad del sensor (electrodo activo) diseñado, mediante la comparación de los valores de SNR calculados entre distintos sujetos de pruebas para 7 diferentes movimientos.

La participación en el experimento es voluntaria, anónima y confidencial.

El protocolo del experimento se describe a continuación:

El sujeto se encontrará sentado con la espalda recta y el antebrazo descansado sobre una mesa. Se le colocará un brazalete elástico, el cual contiene 2 sensores, sobre el antebrazo. El wearable (brazalete flexible) será colocado de tal manera que uno de los sensores quede colocado sobre el músculo palmar largo y el otro sobre el músculo extensor radial del carpo. El sujeto realizará 7 movimientos de muñeca: apertura de mano, cierre de mano, flexión de muñeca, extensión de muñeca, pronación de muñeca, supinación de muñeca y señal de OK (los dedos índice y pulgar tocándose formando un círculo y levantando el resto de los dedos). Cada movimiento se repetirá 13 veces realizando el siguiente protocolo:

- 1) Encender el sistema de adquisición de señales
- 2) Iniciar el registro
- 3) Estado estable (sin movimiento): de 0 s a 3 s.
- 4) Ejecución de uno de los siete movimientos: de 3 s a 5 s.
- 5) Estado estable (sin movimiento): de 5 s a 6 s.
- 6) Repetir 13 veces el paso 4 y 5 para el mismo movimiento y
- 7) Terminar el registro.

Los criterios de exclusión son los siguientes:

- Sujetos con amputaciones por encima de dislocación de muñeca.
- Menores de edad
- Surdos

La información obtenida en esta investigación, utilizada para la identificación de cada participante será mantenida con estricta confidencialidad.

Firma del Participante

Firma del Investigador Encargado

Dr. Lorenzo Leija Salas