

Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales
Facultad de Ciencias Médicas
Ingeniería Biomédica

Proyecto Integrador

“Construcción de prototipo de un dispositivo para obtener información electromiográfica de superficie a través de una grilla de electrodos”



Alumna:
Meirovich, Ana Josefina
Matrícula: 36773384

Asesores:
Beltramone, Diego Antonio
Curetti, José
Rivarola, Marcela
Andreu, Pamela
Maldonado, Carolina
Picca, Omar



Córdoba, noviembre de 2017

Agradecimientos

Agradezco en primer lugar y muy especialmente a mi familia, sobre todo a mi hermana Clara y a mi padre por su paciencia en este largo trayecto.

Les agradezco a mis amigos, a aquellos que ya traía y a los que hice en esta hermosa carrera, ¡por horas de estudio compartidas, mates, salidas y risas!

También quiero agradecer al Ing. Juan Cruz Bigliani por el tiempo dedicado al diseño y construcción de la placa PCB necesaria para este prototipo, al Ing. Rodrigo Bruni, al Ing. Ricardo Taborda, a la Ing. Natalia López, a la Ing. Antonella Sgarlatta, a Juan Pautasso, Ezequiel Larger, y a todos mis asesores por su asesoramiento en el desarrollo. Quiero incluir también en mis agradecimientos a la licenciada Marina Marán por su paciencia y pasión en la realización de las evaluaciones, y a los voluntarios que me permitieron probar mi prototipo.

Y por último, a todos aquellos que se cruzaron por mi camino y que de alguna manera dejaron su marca.

¡Muchas gracias!

Resumen

El presente trabajo integrador surgió a partir de una demanda planteada por profesionales de la salud, que requerían un dispositivo para analizar un músculo desde distintos “lugares”, es decir desde distintos electrodos de manera simultánea, como alternativa a la herramienta convencional de electromiografía intramuscular o electromiografía superficial de un solo canal. Esto podría permitir la determinación de zonas de inervación, la ubicación de músculos que por una razón u otra no se encuentran en su posición anatómica normal y análisis de la actividad eléctrica global de una determinada área muscular.

En base a las especificaciones determinadas por el equipo interdisciplinario se construyó un prototipo para cubrir la demanda planteada. El prototipo está compuesto por un brazalete en el que se ubican 15 electrodos de sensado, una placa PCB diseñada e implementada para el acondicionamiento de la señal y un dispositivo de adquisición LabJack U3-HV. Asimismo, se desarrolló un programa en Matlab® que permite visualizar las señales obtenidas individualmente por canal y en conjunto en un mapa de colores. Las características visualizadas se pueden seleccionar tanto para los canales individuales como para el mapa.

El sensado se realizó en configuración monopolar por lo que se adquirió la señal sin filtrado espacial y fue necesario implementar un circuito de pierna derecha modificado para electromiografía, para la extracción del ruido y el voltaje de modo común.

El prototipo se verificó con generador de funciones y con señal real previo a realizar pruebas con pacientes y voluntarios. Las pruebas realizadas consistieron en el seguimiento de un protocolo de evaluación muscular para determinar la distribución de la actividad eléctrica de bíceps y tríceps en voluntarios sanos y pacientes con patologías neuromusculares.

Contenido

Agradecimientos.....	- 1 -
Resumen.....	- 3 -
Contenido.....	1
Índice de Ilustraciones.....	4
Índice de Tablas.....	9
Introducción.....	11
Objetivos.....	11
Objetivo General.....	11
Objetivos Específicos.....	11
Capítulo 1: Marco Teórico.....	13
La electromiografía.....	13
El músculo esquelético.....	13
La contracción, el mecanismo general.....	14
Unidades motoras.....	15
Tipos de fibras musculares.....	16
Fuerza muscular.....	16
Tipos de acciones musculares y fatiga.....	17
Electrodos, volumen conductor y bioelectricidad.....	17
Configuración y tamaño de los electrodos.....	18
Ubicación de los electrodos y distancia interelectrodos.....	19
Crosstalk y selectividad del sistema de detección.....	20
Matriz de múltiples electrodos.....	20
Acondicionamiento de la señal.....	22
Amplificación.....	22
Filtrado temporal y muestreo.....	22
Conversión analógica digital.....	23
Capítulo 2: Diseño del prototipo.....	25
Especificaciones del diseño.....	25
Diagrama de flujo.....	25
Sensores.....	26
Hardware.....	27

Preamplificación	29
Filtro pasabanda	29
Amplificación	31
Reducción del ruido, el circuito de pierna derecha modificado para EMG	32
LabJack-U3HV: Adquisición y conversión analógica digital	33
Aislación.....	34
Alimentación.....	35
Software.....	35
Generalidades.....	35
Stream de datos.....	39
Datos y Funciones de procesamiento	39
Gráficos.....	40
Evitar errores.....	42
Construcción del prototipo completo.....	43
Protocolo para la utilización del dispositivo.....	44
Capítulo 3: Marco normativo aplicable	45
Definiciones	45
Ensayos	45
Clasificación del equipo electromédico según las normas aplicables	46
Clasificación según el tipo de riesgo	46
Clasificación según el tipo de protección contra shock eléctrico	47
Clasificación según el grado de protección de las partes aplicables.....	48
Clasificación de acuerdo al modo de operación	48
Clasificación IP.....	48
Capítulo 4: Mercado	51
Aplicaciones de la EMG de múltiples canales	51
Epidemiología de la espasticidad.....	51
Alternativas en el mercado	52
Fabricación de productos similares	53
Costo de la solución en el mercado.....	53
Costo del diseño propio	53
Reporte de fallas en el mercado	54
Capítulo 5: Validación	55
Validación de las especificaciones de diseño	55
Validación de la ubicación del Punto Motor	57

Capítulo 6: Resultados	59
Resultados de la verificación del hardware.....	59
Características de la señal obtenida	60
Pruebas en pacientes	60
Pacientes con patologías	60
Voluntarios sin patología	73
Encuesta de usabilidad.....	82
Encuesta de usabilidad para pacientes.....	82
Encuesta de usabilidad para profesionales.....	84
Capítulo 7: Conclusiones y propuestas a futuro	87
Conclusiones	87
Propuestas a futuro	87
Bibliografía y Referencias	89
Anexos	93
Anexo nº1: Código Fuente.....	95
Anexo nº2: Diseño final de la electrónica.....	97
Anexo nº3: Encuestas de Usabilidad.....	99
Encuesta de usabilidad para profesionales.....	99
Encuesta de usabilidad para pacientes.....	99
Anexo nº4: Consentimiento informado.....	101
Hoja de Información de Investigación	101
Declaración de Consentimiento Informado	103
Autorización de publicación de videos e imágenes.....	104
Anexo nº5: Registros Adicionales	105
Paciente 2, miembro superior derecho.....	105
Paciente 2, miembro superior izquierdo	106
Voluntario sano 1, miembro superior izquierdo	109
Voluntario sano 2, miembro superior izquierdo	110
Voluntario sano 4, miembro superior izquierdo	111

Índice de Ilustraciones

Figura 1. Ancho de banda y amplitud aproximados de los distintos biopotenciales registrados superficialmente (en blanco) y de manera invasiva (en violeta). [4].....	13
Figura 2. Organización del músculo esquelético. [6]	14
Figura 3. Diagrama en bloques general del sistema.	25
Figura 4. Detalle del diagrama en bloques.	26
Figura 5. Brazaletes para posicionamiento de electrodos.....	27
Figura 6. Diseño esquemático del acondicionamiento de dos canales.	28
Figura 7. Implementación de Hardware.	28
Figura 8. Primer diseño del filtro pasabanda.....	30
Figura 9. Superior: Respuesta en frecuencia de la simulación del filtro implementado. Inferior: Esquemático del filtro implementado, siendo V1 la señal de entrada al filtro (salida de la etapa de preamplificación).	30
Figura 10. Hardware conectado al LabJack.	34
Figura 11. Acromag-USB-Isolator.	35
Figura 12. GUI sin registro.	36
Figura 13. Zoom del menú de la GUI.	37
Figura 14. Zoom de diversos elementos de la GUI para análisis online de un registro.	38
Figura 15. Señal base, Valor Absoluto e Integral de un canal seleccionado... ..	40
Figura 16. Correlación entre la plantilla física y el mapa de colores.....	41
Figura 17. GUI en la que se observa la toma de un registro.	42
Figura 18. GUI en la que se realiza el análisis de un registro offline.....	42
Figura 19. Diagrama en bloques del hardware. ER: electrodo de referencia, E1, 2...15: electrodos de medición o activos correspondientes a los electrodos del brazalete, ERL: electrodo de realimentación, DRLC: circuito de pierna derecha, DAQ: Dispositivo de adquisición de datos.....	43
Figura 20. Máquina CNC realizando el fresado.....	44
Figura 21. Flujograma de decisión para clasificar productos activos, disposición 2318/02 ANMAT.....	47
Figura 22. Clasificación del dispositivo según la disposición 2318/02 ANMAT. 47	
Figura 23. Verificación del Hardware con un generador de funciones.	56
Figura 24. Verificación del hardware completo.....	56
Figura 25. Posición del brazalete para registro de actividad eléctrica de bíceps (A) y tríceps (B) y posición de la pulsera de referencia para cualquiera de los dos registros en brazo (C).....	58

Figura 26. Medición a la salida del sistema con una entrada senoidal de 1,1mV.	59
Figura 27. Superior: Medición a la salida del sistema sensando sEMG de un canal. Inferior: La misma salida filtrada de manera digital por el software Acqknowledge del sistema Biopac®, con filtro notch, y pasabanda, similares a los diseñados en el software propio.	59
Figura 28. Registro de bíceps sin actividad previo a terapia. Máximo de escala relativa de señal 0,02.	61
Figura 29. Registro de bíceps izquierdo, paciente 1 sosteniendo una botella, previo a terapia. Máximo relativo de escala de señal 1.	62
Figura 30. Registro de bíceps paciente 1 realizando un movimiento con botella en la mano, previo a terapia. Máximo en escala 0,05.	62
Figura 31. Registro de tríceps paciente 1 sosteniendo una botella, previo a terapia. Máximo de escala relativa 0,05.	63
Figura 32. Registro de tríceps paciente 1 en movimiento, previo a terapia. Máximo de escala relativa 0,05.	63
Figura 33. Registro de bíceps paciente 1 sin actividad, luego de sesión de terapia kinésica. Máximo de escala relativa 1.	64
Figura 34. Registro de bíceps paciente 1 sosteniendo una botella, luego de terapia kinésica. Máximo de escala relativa: 1.	64
Figura 35. Registro de bíceps paciente 1 moviendo una botella, luego de terapia kinésica. Máximo escala relativa: 1.	65
Figura 36. Registro de tríceps paciente 1 sin realizar actividad, luego de terapia kinésica. Máximo en escala relativa 0,02.	65
Figura 37. Registro de tríceps paciente 1 sosteniendo una botella, luego de terapia kinésica. Máximo en escala relativa 0,04.	66
Figura 38. Registro de tríceps paciente 1 realizando movimiento, luego de sesión de terapia kinésica. Máximo escala relativa: 1.	66
Figura 39. Registro de bíceps derecho paciente 2 sosteniendo una botella, antes de realizar terapia. Máximo en escala relativa 0,5.	67
Figura 40. Registro de bíceps derecho paciente 2 en movimiento, antes de realizar terapia. Máximo en escala relativa 1.	68
Figura 41. Registro de bíceps derecho paciente 2 sosteniendo una botella, luego de realizar terapia. Máximo en escala relativa: 2.	68
Figura 42. Registro de bíceps derecho paciente 2 realizando un movimiento, luego de terapia. Máximo en escala relativa: 1.	69
Figura 43. Registro de bíceps derecho de paciente 3, sin realizar actividad, previo a la terapia kinésica. Máximo en escala relativa 0,1.	70
Figura 44. Registro de bíceps derecho de paciente 3, sosteniendo una botella, previo a la terapia kinésica. Máximo en escala relativa 2.	70

Figura 45. Registro de bíceps derecho de paciente 3, realizando un movimiento, previo a la terapia kinésica. Máximo en escala relativa: 2.....	71
Figura 46. Registro de bíceps derecho de paciente 3, sin realizar actividad, posterior a la terapia kinésica. Máximo de escala relativa 0,5.....	72
Figura 47. Registro de bíceps derecho de paciente 3, sosteniendo una botella, posterior a la terapia kinésica. Máximo de escala relativa: 2.	72
Figura 48. Registro de bíceps derecho de paciente 3, realizando un movimiento, posterior a la terapia kinésica. Máximo de escala relativa 2.	73
Figura 49. Registro de bíceps sin realizar actividad, Voluntario 1. Máximo de escala relativa: 0,04.	74
Figura 50. Registro de bíceps sin realizar actividad, Voluntario 2. Máximo de escala relativa: 0,02.	75
Figura 51. Registro bíceps sin realizar actividad, Voluntario 3. Máximo de escala relativa 0,004.....	75
Figura 52. Registro bíceps sin realizar actividad, Voluntario 4. Máximo de escala relativa: 0,04.....	76
Figura 53. Registro bíceps sin realizar actividad, Voluntario 5. Máximo de escala relativa 0,05.....	76
Figura 54. Registro bíceps sosteniendo un elemento, Voluntario 1. Máximo de escala relativa 0,05.	77
Figura 55. Registro bíceps sosteniendo un elemento, Voluntario 2. Máximo de escala relativa 0,05.	77
Figura 56. Registro bíceps sosteniendo un elemento, Voluntario 3. Máximo de escala relativa 0,004.	78
Figura 57. Registro bíceps sosteniendo un elemento, Voluntario 4. Máximo de escala relativa 0,04.	78
Figura 58. Registro bíceps sosteniendo un elemento, Voluntario 5. Máximo de escala relativa 0,05.	79
Figura 59. Registro bíceps realizando movimiento, Voluntario 1. Máximo en escala relativa: 1.	79
Figura 60. Registro bíceps realizando movimiento, Voluntario 2. Máximo en escala relativa 0,4.	80
Figura 61. Registro bíceps realizando movimiento, Voluntario 3. Máximo en escala relativa 1.	80
Figura 62. Registro bíceps realizando movimiento, Voluntario 4. Máximo en escala relativa 0,2.	81
Figura 63. Registro bíceps realizando movimiento, Voluntario 5. Máximo en escala relativa 0,2.	81
Figura 64. Encuesta de usabilidad para pacientes. ¿En qué medida le molestó el brazalete?.....	82

Figura 65. Encuesta de usabilidad para pacientes. ¿En qué medida le molestó el abrojo del brazalete?	82
Figura 66. Encuesta de usabilidad para pacientes. ¿En qué medida le molestó el gel?	83
Figura 67. Encuesta de usabilidad para pacientes. ¿Entendió el objetivo de la investigación?.....	83
Figura 68. Encuesta de usabilidad para pacientes. Si su médico u otro profesional de la salud le recomendara realizar un estudio similar a éste ¿en qué medida lo aceptaría?	84
Figura 69. Nivel de dificultad para colocar la plantilla de electrodos, reportado por profesionales.....	85
Figura 70. Nivel de dificultad para entender el programa de visualización, reportado por profesionales.....	85
Figura 71. ¿Cambiaría la disposición de los elementos del software?	86
Figura 72. Respuestas a ¿Cree que va a servir el dispositivo?.....	86
Figura 73. Registro de paciente 2, tríceps miembro superior derecho, sin actividad. Máximo de escala relativa: 0,004.....	105
Figura 74. Registro de paciente 2, tríceps miembro superior derecho sosteniendo una botella. Máximo de escala relativa: 0,5.....	105
Figura 75. Registro de paciente 2, tríceps miembro superior derecho levantando una botella. Máximo de escala relativa 2.	106
Figura 76. Registro de paciente 2, bíceps miembro superior izquierdo sin actividad. Máximo de escala relativa: 0,05.....	106
Figura 77. Registro paciente 2, bíceps de miembro superior izquierdo, sosteniendo una botella. Máximo de escala relativa: 0,05.	107
Figura 78. Registro de paciente 2, bíceps de miembro superior izquierdo, levantando una botella. Máximo de escala relativa: 0,2.	107
Figura 79. Registro de paciente 2, tríceps de miembro superior izquierdo sin actividad. Máximo de escala relativa 0,02.....	108
Figura 80. Registro de paciente 2, tríceps de miembro superior izquierdo sosteniendo una botella. Máximo de escala relativa 0,04.	108
Figura 81. Registro paciente 2, tríceps de miembro superior izquierdo, en movimiento. Máximo de escala relativa: 0,4.....	109
Figura 82. Registro voluntario sano 1, tríceps miembro superior izquierdo, sosteniendo una botella. Máximo de escala relativa: 0,05.	109
Figura 83. Registro voluntario sano 1, tríceps miembro superior izquierdo, en movimiento. Máximo de escala relativa: 0,5.....	110
Figura 84. Registro de voluntario sano 2, tríceps miembro superior izquierdo, sosteniendo una botella. Máximo de escala relativa 0,05.	110

Figura 85. Registro de voluntario sano 2, tríceps de miembro superior izquierdo, realizando un movimiento. Máximo de escala relativa: 0,2.	111
Figura 86. Registro de voluntario sano 4, tríceps miembro superior izquierdo, sosteniendo una botella. Máximo de escala relativa 0,05.	111
Figura 87. Registro de voluntario sano 4, tríceps de miembro superior izquierdo, realizando un movimiento. Máximo de escala relativa: 0,5.	112

Índice de Tablas

Tabla 1. Lista de precios de materiales utilizados.....	54
Tabla 2. Datos de voluntarios.....	73

Introducción

En la Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales de la Universidad Nacional de Córdoba se han realizado numerosos trabajos que abordan la adquisición, el procesamiento y utilización de las señales mioeléctricas de superficie. Entre ellos se encuentran: “Sistema de Biotelemedicina basado en Bluetooth”[1], “Silla de ruedas comandada por señales mioeléctricas para discapacidades motrices graves” tanto su primera[2] como segunda etapa[3] y “Exoesqueleto de Miembro Superior con Detección de Intención”[4]. Estos proyectos fueron desarrollados siguiendo la línea de investigación de electromiografía de superficie (sEMG) del Laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación.

Continuando con esta línea de investigación, el presente informe detalla el desarrollo de un dispositivo para adquirir señales mioeléctricas desde múltiples electrodos y mostrar la información obtenida en un programa con interfaz de usuario, que podría ser utilizado por agentes de salud.

La motivación del mismo surgió durante la Práctica Profesional Supervisada de la estudiante, autora del desarrollo, en una clínica de neuro-rehabilitación, la Clínica Rita Bianchi. La demanda planteada fue desarrollar un dispositivo que permita observar un músculo desde distintos “lugares”, es decir desde distintos electrodos. Esto podría permitir la determinación de zonas de inervación y la ubicación de músculos que por una razón u otra no se encuentran en su posición anatómica normal. Esta aplicación no será comprobada en el presente proyecto pero el dispositivo a desarrollar podría ser utilizado para llevar a cabo la investigación.

Objetivos

Objetivo General

El objetivo general del presente desarrollo es crear un prototipo de un dispositivo que permita la adquisición de señales mioeléctricas de superficie (sEMG) desde varios canales a fin de procesarlas y visualizarlas individualmente y en conjunto, en un mapa de colores, dando información topográfica del músculo.

Objetivos Específicos

Los objetivos específicos planteados para poder cumplir el objetivo general son los siguientes:

- Aplicar conocimientos adquiridos durante el curso de la carrera de Ingeniería Biomédica sobre señales bioeléctricas, al sensado,

adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas de superficie.

- Seleccionar y utilizar las herramientas adecuadas para el diseño del hardware.
- Indagar acerca de la existencia de propuestas similares en el ámbito de la investigación y su aplicación clínica.
- Indagar sobre las necesidades del usuario (profesional de la salud que utilizará el prototipo)
- Determinar las especificaciones del prototipo para poder cumplir con las necesidades del usuario.
- Utilizar el software Matlab®[5] para la programación del dispositivo de adquisición de datos LabJack®.
- Desarrollar una interfaz de usuario documentada de tal manera que permita la modificación por otro investigador o programador.
- Realizar la integración de software y hardware.
- Dimensionar la importancia de la electromiografía y sus limitaciones.

Capítulo 1: Marco Teórico

La electromiografía

El estudio del cuerpo humano se realiza a través de las mediciones de distintas señales electroquímicas. Las células eléctricamente activas producen una gran variedad de señales de voltaje que son utilizadas para el estudio médico e investigaciones científicas. Estos biopotenciales tienen distintos rangos de amplitud y frecuencias dependiendo del tipo que se trate, tal como se observa en la Figura 1[6].

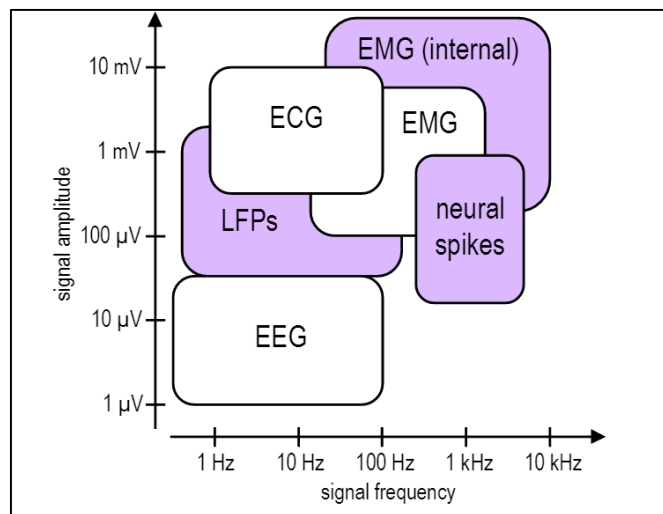


Figura 1. Ancho de banda y amplitud aproximados de los distintos biopotenciales registrados superficialmente (en blanco) y de manera invasiva (en violeta). [4]

La electromiografía es una técnica experimental que consiste en el desarrollo, registro y análisis de señales mioeléctricas (EMG), es decir biopotenciales debidos a variaciones fisiológicas del estado de las membranas de las fibras musculares[7].

El músculo esquelético

El cuerpo tiene tres tipos distintos de músculo: cardíaco, liso y estriado. El que interesa a este proyecto es el músculo estriado, responsable de los movimientos voluntarios.

Los músculos estriados están formados por fibras, cada una de las cuales están formadas por subunidades llamadas miofibrillas que a su vez se conforman por filamentos de miosina y actina adyacentes entre sí, que son polímeros proteicos, responsables de la contracción muscular[8]. Esto se observa en la Figura 2.

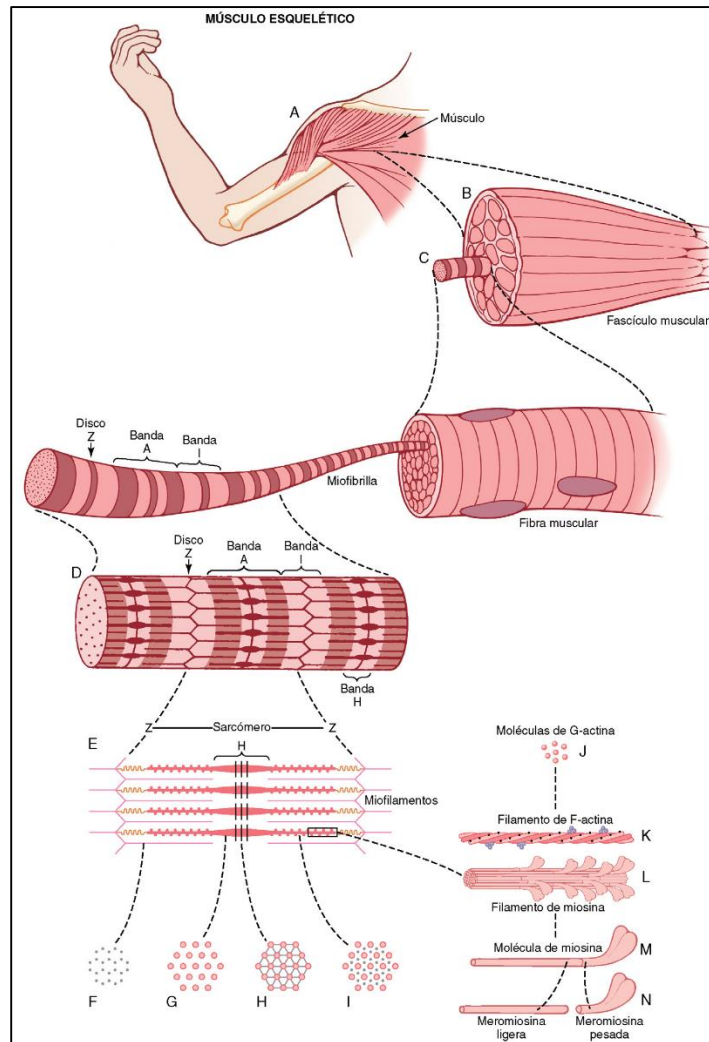


Figura 2. Organización del músculo esquelético. [6]

Las miofibrillas se encuentran suspendidas en las fibras musculares y los espacios entre las mismas están llenos de sarcoplasma, un líquido intracelular con gran cantidad de potasio, magnesio y fosfato, proteínas y mitocondrias, estas últimas proporcionan la energía necesaria para la contracción. Además, contiene el retículo sarcoplásmico que permite el control de la contracción. El retículo se conecta con el sistema tubular transverso, los túbulos T, que son responsables de la conducción del potencial de acción[9].

Los túbulos T son invaginaciones del sarcolema, la membrana celular de la fibra muscular. Esta membrana está formada por una membrana plasmática, y una cubierta externa de colágeno. En los extremos de la fibra, la cubierta externa se fusiona con una fibra tendinosa y las fibras tendinosas a su vez, se agrupan en haces para formar los tendones que se insertan en los huesos.

La contracción, el mecanismo general

En reposo, el interior de la membrana de la fibra muscular tiene un potencial de -90 mV (en promedio) respecto al exterior de la misma. Esto se debe al balance de iones sodio, potasio y cloro[9].

La contracción muscular se inicia cuando en cada terminal de la fibra nerviosa motora se secreta una sustancia neurotransmisora, la acetilcolina, sobre las fibras musculares, como consecuencia de la llegada de un potencial de acción a dichos terminales[8].

La acetilcolina actúa en la zona local de la membrana de la fibra muscular para abrir canales que permiten la entrada de grandes cantidades de iones sodio hacia el interior de la membrana, esto, inicia un potencial de acción muscular. Éste, viaja de la misma manera que lo hace un potencial de acción en las fibras nerviosas[8].

El potencial despolariza la membrana, y al llegar al extremo de los túbulos T hace que el retículo sarcoplásmico libere iones calcio almacenados en su interior, que inician fuerzas de atracción entre los filamentos de actina y miosina haciendo que se deslicen unos sobre otros en sentido longitudinal, lo que da lugar al proceso contráctil[8].

Después de un tiempo los iones calcio son bombeados de nuevo hacia el interior del retículo, lo que produce el cese de la contracción, y permanecen allí hasta que llega otro potencial de acción[8].

Unidades motoras

El concepto de unidad motora según Sherrington consiste en una única motoneurona alfa y todas las fibras musculares que ésta inerva. Sin embargo, se ha planteado que una misma fibra muscular puede ser inervada por diversas motoneuronas, lo cual complica la comprensión de la regulación de la fuerza muscular[9]. Debido a que esto requiere confirmación, en este trabajo se utilizará el concepto de Sherrington.

La cantidad de motoneuronas por músculo y la tasa de inervación de las mismas (es decir, cuantas fibras musculares inerva una motoneurona) varían de acuerdo al tamaño y la función del músculo, determinando la precisión de la contracción muscular.[9]

Debido a que una motoneurona inerva varias fibras musculares, un potencial de acción que llega a la unidad motora da lugar a la misma cantidad de potenciales de acción de fibras musculares (MFAPs) que inerva la motoneurona. Sumados temporal y espacialmente determinan la amplitud del potencial de acción de la unidad motora (MUAP). Es decir, si todas las fibras musculares se encuentran próximas y el largo de los terminales del axón de la motoneurona que inerva cada fibra es igual, se obtendrá un MUAP corto y de gran amplitud; en cambio, si el largo de los terminales del axón es distinto, se tendrá un MUAP más largo con diversos picos.

Otra característica que define a las unidades motoras es su ubicación relativa en el músculo, es decir si son profundas o superficiales. Esto determina su representatividad en el registro electromiográfico de superficie debido a que las unidades motoras superficiales aportan una señal de mucho mayor amplitud.

Tipos de fibras musculares

Las fibras musculares se clasifican en tres, de acuerdo a su velocidad de contracción y sensibilidad a la fatiga. Las fibras tipo I son aquellas que tienen menor sensibilidad a la fatiga y menor velocidad de contracción, las fibras tipo IIb son de contracción rápida y resistentes a la fatiga y las tipo IIa de contracción rápida y las más fatigables. Las fibras musculares tipo I predominan en músculos rojos y las tipo II en músculos pálidos[10].

A su vez, las unidades motoras compuestas por fibras tipo I tienen menor velocidad de conducción nerviosa que las compuestas por fibras tipo II (teniendo las b mayor velocidad que las a). Esto se refleja en el potencial de acción. El característico de las fibras tipo II dura menos que el de las fibras tipo I, y por lo tanto, las fibras tipo II tienen una tasa de repolarización y tasa de despolarización mayor que las fibras tipo I. Además, el pico de este potencial es mayor en las primeras. Por otro lado, el potencial de reposo es más negativo en las fibras tipo II[10].

Todas estas características de conducción se correlacionan con el diámetro de las fibras y el tamaño de las unidades motoras que, por deducción, son ambos mayores en las fibras tipo II[10]. Sin embargo, la velocidad de conducción se ve afectada por otros factores, por ejemplo, aumenta con la temperatura y la edad y disminuye con el largo de la fibra, la fatiga muscular y la hipoxia.[9]

Los tipos de fibras musculares se encuentran distribuidas en los diversos músculos de acuerdo a la función de los mismos. Por ejemplo, en los músculos antigravitacionales y músculos profundos predominan las fibras de tipo I; en los músculos rápidos hay igual porcentaje de fibras tanto tipo I como tipo II; en los músculos superficiales se encuentran más fibras tipo II[9]. Esto último, da lugar a una sobre representación de las fibras tipo II en la EMG debido a que se encuentran más cercanas a los electrodos.

Fuerza muscular

La fuerza y actividad eléctrica de un determinado músculo dependen del número de unidades motoras reclutadas y la frecuencia de disparo de las mismas[10].

A medida que se necesita más fuerza, las distintas unidades motoras son reclutadas de acuerdo a su tamaño, primero se reclutan aquellas más pequeñas y luego las más grandes, y cuando se requiere menos fuerza se desactivan de manera inversa. Esto se conoce como el principio del tamaño. El mayor reclutamiento de unidades motoras se refleja en el registro de EMG debido a que se incrementa su amplitud[9].

Otra manera de lograr mayor fuerza muscular es aumentando la velocidad de disparo de las unidades motoras, mecanismo conocido como la codificación por velocidad, que también incrementa la amplitud de la EMG[9].

En la mayoría de los casos, las fibras tipo I utilizan la frecuencia de disparo para modular la fuerza muscular, y las fibras tipo II regulan el número de unidades motoras reclutadas[10].

Cabe destacar también, que existe una sincronización en la activación de las unidades motoras, por lo que no se reclutan por separado si no en forma coordinada.

Tipos de acciones musculares y fatiga

Las acciones musculares y el fenómeno de fatiga condicionan el reclutamiento de unidades motoras, modificando la relación entre la amplitud del registro electromiográfico y la fuerza que realiza el músculo analizado.

Las acciones musculares pueden clasificarse en: isotónicas e isométricas, dentro de las isotónicas se encuentran las de alargamiento muscular o excéntricas y las de acortamiento muscular o concéntricas. Las acciones excéntricas tienen un umbral de fuerza para el reclutamiento de unidades motoras mayor al umbral de las acciones isométricas y las acciones concéntricas[10].

Por otro lado, las acciones musculares pueden dividirse en movimientos rápidos y lentos. A medida que aumenta la velocidad del movimiento, el reclutamiento de unidades motoras se vuelve más selectivo hacia las fibras tipo II.

El mecanismo de reclutamiento de unidades motoras y frecuencia de disparo de las mismas difiere según si la fatiga se da en condición de contracción voluntaria submáxima o máxima. El aumento de la amplitud de la EMG y el mayor reclutamiento de unidades motoras con el transcurso del tiempo se observa en las contracciones submáximas sostenidas pero no se ha demostrado en contracciones máximas sostenidas.

Electrodos, volumen conductor y bioelectricidad

Los potenciales de acción de las fibras musculares generan un campo eléctrico en el área que los rodea, por lo tanto, es posible detectar los potenciales de acción de una unidad motora relativamente lejos de su fuente[10].

La detección se lleva a cabo a través de electrodos intramusculares, que se insertan en el músculo de interés y se utilizan para detectar potenciales de acción de una o muy pocas unidades motoras. También puede realizarse a través de electrodos de superficie, que se colocan sobre la piel del músculo a analizar. Ambos cumplen la misma función: son transductores eléctricos que convierten la corriente iónica de los tejidos biológicos en corriente eléctrica que puede medirse[9]. En el presente desarrollo se utilizaron electrodos de superficie por lo que en esta sección se analizarán únicamente sus características.

En general, se utilizan electrodos de Ag/AgCl de superficie circular con gel conductor, colocados sobre la piel que ha sido limpiada previamente. La señal

registrada es muy pequeña, el rango de voltaje de las señales detectadas es de alrededor de unos cientos μV a unos cuantos mV según Harrison, tal como se observa en la Fig. 1 pero la señal puede ser tan pequeña como para ubicarse en el rango de $5 \mu\text{V}$ a $500 \mu\text{V}$, según Kollmann[4]. El ancho de banda de estas señales es de 10 Hz a 1KHz, pero la información más relevante se encuentra en el rango de los 10 a 500 Hz[10].

El tejido que separa la fuente generadora del potencial de acción y el sitio en el que se ubica el electrodo de superficie se llama volumen conductor. Está compuesto por piel, tejido subcutáneo y músculo, sus características afectan la señal registrada. Por ejemplo, debido a que es un medio anisotrópico, su conductividad varía dependiendo de la dirección en que se mida; y debido a que es un medio de dimensiones finitas aparecen potenciales de fin de fibra que modifican la señal medida[10].

El efecto más importante del volumen conductor es el filtrado *espacial* pasabajo de la señal, esto determina que el sistema de registro tenga menor selectividad espacial porque el volumen conductor dificulta la diferenciación entre la contribución de dos unidades motoras distintas. Además, implica que las unidades motoras cercanas al electrodo superficial contribuyan con frecuencias espaciales del potencial más elevadas que las unidades motoras más alejadas[10].

Este efecto de filtro pasabajo espacial del volumen conductor, puede revertirse parcialmente por la utilización de filtros espaciales que inviertan la función de transferencia del tejido, es decir, sean filtros espaciales pasa alto, que aumentarán la selectividad del sistema de registro[10].

Otro elemento que afecta la señal registrada es la interfaz piel-electrodo, que se representa por una impedancia capacitiva cuyos elementos resistivos y capacitivos son dependientes tanto de la corriente como de la frecuencia[10]. Para reducir el componente resistivo, se utiliza una sustancia electrolítica. Aparece entonces una nueva interfaz electrodo-electrolito en la que el metal atrae iones del electrolito y tiende a descargar iones de carga inversa en el gel; cuando esta reacción llega al equilibrio, esta interfaz obtiene un potencial distinto al del medio que lo rodea, esta diferencia de potencial se llama potencial de media celda que resulta en un voltaje de continua que da lugar a un offset en la señal biológica[9].

Configuración y tamaño de los electrodos

Las configuraciones más comunes que pueden adoptar los electrodos son monopolar y bipolar, que condicionarán las dimensiones y forma de la señal obtenida. En ambas se utilizan tres electrodos, de los cuales uno está conectado a masa del circuito y los otros dos serán ambos electrodos activos si se trata de una configuración bipolar o uno de ellos será activo y el otro referencia si se utiliza la configuración monopolar. Los electrodos activos son aquellos que se colocan sobre el músculo y registran la actividad eléctrica propiamente dicha, los

electrodos de referencia y masa se colocan en un saliente óseo que es una zona eléctricamente neutra[9].

El montaje monopolar permite obtener toda la información de sEMG disponible debido a que mide cada punto activo respecto a una referencia eléctricamente neutra. En cambio, la configuración bipolar realiza la resta entre dos puntos, es decir, realiza una combinación lineal de señales, lo que da lugar a un filtrado espacial de la EMG monopolar, que permite la compensación del efecto del volumen conductor y modifica la forma de la señal monopolar[10].

La configuración monopolar tiene ventajas por sobre la configuración bipolar para la determinación de la zona de inervación de un músculo. El registro de sEMG monopolar mostrará mayor amplitud en la zona de inervación, es decir, contendrá un solo pico correspondiente a dicha porción con valores progresivamente menores a lo largo de las fibras musculares. Por el contrario, las configuraciones bipolares, mostrarán señales de gran amplitud en todo el músculo y un valle en la zona de inervación, que es más complejo identificar [11].

Las mediciones monopolares son más sensibles al ruido y señales de modo común debido a que no aprovechan todas las características de un amplificador de instrumentación, en cambio la configuración bipolar es mucho menos sensible debido a que ambos electrodos reciben las mismas señales de modo común provenientes de fuentes alejadas, y son canceladas por la resta que realiza el amplificador de instrumentación[10].

El tamaño de los electrodos también influye en las características de la señal debido a que, si la impedancia de la interfaz electrodo-piel es baja respecto a la impedancia del amplificador, alta respecto a las impedancias del tejido e igualmente distribuida en la superficie de contacto, se puede inferir que el potencial detectado es el promedio de los potenciales debajo del electrodo, lo que constituye un nuevo filtro pasabajo espacial[10].

Ubicación de los electrodos y distancia interelectrodos

La distancia interelectrodos está definida como la distancia desde el centro de uno de los electrodos al centro del otro. La distancia recomendada por la SENIAM (Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles) es de 20 mm, respetando que no exceda el cuarto de la longitud de la fibra muscular. Es importante seguir los estándares para poder comparar los resultados obtenidos con otras investigaciones debido a que la distancia interelectrodo es un factor importante en la forma y tamaño de la señal adquirida, debido al filtrado espacial que se obtiene por la medición bipolar.

Actualmente SENIAM recomienda que los electrodos activos de la configuración bipolar se ubiquen alejados de la zona de inervación y de un mismo lado en sentido longitudinal a la fibra, ya que en esta zona la medición no es estable ni reproducible debido a que pequeños desplazamientos del electrodo producen grandes efectos en la amplitud de la señal registrada.

El electrodo de referencia y/o masa debe colocarse en una zona eléctricamente neutra, preferentemente en salientes óseas.

Las configuraciones de múltiples electrodos aún no han sido estandarizadas por lo que es difícil reproducir las investigaciones.

Otros elementos que afectan la detección, de acuerdo a la ubicación relativa de los electrodos son la variabilidad en la inclinación y longitud de las fibras, la división de los músculos en vastos que intervienen en cada función con diferente intensidad, la distribución heterogénea de los receptores sensitivos musculares y tendinosos, muy importantes sobre todo a la hora de analizar reflejos.

Crosstalk y selectividad del sistema de detección

El fenómeno de crosstalk se da cuando un electrodo se ubica sobre un músculo pero detecta las señales provenientes de otro músculo u otra fibra. Está presente cuando la distancia del electrodo a las fuentes de señal de EMG es relevante y la distancia entre las fuentes es despreciable. El fenómeno de crosstalk depende de las características del volumen conductor y de las características de las fuentes de señal[10].

La selectividad del sistema de detección es el volumen de músculo del que el sistema detecta señal mayor al nivel de ruido; el sistema será más selectivo cuanto menor sea el volumen y menor sea la cantidad de fuentes de señal incluidas en éste[10], es decir, se observará menos crosstalk cuanto más selectivo sea.

El Crosstalk se debe principalmente a las señales de campo lejano, que se generan cuando los potenciales de acción se extinguen en los tendones. Estas son señales que no se propagan por lo que su frecuencia espacial (la tasa de variación de la señal a lo largo del músculo) es una componente de continua, y su atenuación con la distancia es menor a la atenuación de las señales que sí se propagan. La forma de las señales de crosstalk es distinta a la de las señales del músculo activo debido a que tienen un ancho de banda mayor, por lo que *no* se las puede reducir por filtrado pasa alto *temporal* y su frecuencia espacial no es proporcional a su frecuencia temporal. Asimismo, la forma de las señales que no se propagan es distinta dependiendo del punto de registro lo que hace imposible eliminar este efecto a través del filtrado espacial pasa alto, debido a que la mayoría de estas técnicas presuponen que las señales no cambian de forma al viajar en dirección a la fibra. El filtro espacial óptimo para eliminar el crosstalk depende de la ubicación transversal de los electrodos y la anatomía del individuo, específicamente, del grosor del tejido adiposo y la conductividad de la piel[12].

Matriz de múltiples electrodos

La utilización de multiplicidad de canales permite realizar un filtrado espacial, un muestreo espacial y en algunas aplicaciones con gran cantidad de

electrodos permite el cálculo de la velocidad de conducción de las unidades motoras lo que da información sobre las funciones musculares[10].

Hay investigaciones que utilizan esta técnica con arreglos unidimensionales[10] o bidimensionales[13] para determinar las zonas de inervación muscular luego del análisis de las señales obtenidas y en algunos casos los resultados indican el lugar más sensible para colocar botox en músculos con espasticidad[14]. Se sugiere también, que la técnica podría ser utilizada para la ubicación de un músculo particular al ejecutar un movimiento voluntario, realizar análisis de movimiento y fatiga muscular, determinar los puntos de máxima amplitud de la señal de SEMG para comando de prótesis con señales mioeléctricas, realizar análisis comparativo de actividad refleja anormal en músculos cercanos o en el mismo músculo y análisis de la amplitud de CMAP (Compound Muscle Action Potential) al estimular un determinado nervio[10], entrenamiento mediante biofeedback visual[15], entre otras.

Los sistemas bidimensionales de múltiples electrodos se utilizan específicamente para realizar mapas de la amplitud de los potenciales e investigar la distribución de la actividad muscular en distintos trabajos[10].

A pesar de la prometedora cantidad de aplicaciones, tal como se mencionó anteriormente, el uso de múltiples electrodos en sEMG no está estandarizado debido a que hay diversos factores a considerar, entre ellos el más importante es el filtrado espacial para disminuir el crosstalk y aumentar la selectividad del sistema de registro.

El filtro espacial más utilizado es el NDD (normal double differentiating filter, de la familia de los filtros de Laplace), un filtro pasa alto espacial de dos dimensiones; que, en analogía con un filtro de imagen, sería como resaltar los bordes de la misma. Éste puede ser representado por la siguiente máscara, donde cada elemento corresponde a la ponderación de un electrodo:

$$M_{\text{NDD}} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

Se puede demostrar que la función de transferencia del mismo es periódica en ambas direcciones con período igual a la inversa de la distancia interelectrodo, la selección de la distancia determina la frecuencia de corte del filtro; cuanto más pequeña sea la distancia, más alta la frecuencia de corte y viceversa.

Este filtro permite descartar las señales de unidades motoras alejadas del punto de registro. Sin embargo, según [10] no evita el crosstalk, ya que el modelo con el que se construye no toma en cuenta las señales de fin de fibra que no se propagan. Sin embargo, otras investigaciones sugieren que en arreglos donde se utiliza el filtro simple diferencial, es decir, se realizan las mediciones en configuración bipolar, la distancia interelectrodo condiciona el nivel de crosstalk y se ha encontrado que el menor nivel se obtiene con una distancia de 10 mm[16].

Acondicionamiento de la señal

Amplificación

Las señales detectadas por los electrodos de superficie requieren amplificación tanto de voltaje como de corriente para poder ser posteriormente digitalizadas y procesadas. Los amplificadores utilizados deben tener una alta impedancia de entrada, una relación de rechazo de modo común alta y bajo ruido.

La impedancia de entrada del amplificador debe ser al menos de dos órdenes de magnitud más grande que la impedancia esperada para la interfaz electrodo-piel. Una impedancia de 100MΩ es considerada aceptable[10]. Los tipos de amplificadores que cumplen con esta condición son los amplificadores operacionales en configuración seguidor de voltaje, el clásico amplificador operacional de instrumentación de dos o tres amplificadores.

Los amplificadores son unidades diferenciales con ambas entradas simétricas que dan como resultado de la medición la diferencia entre dichas entradas. Si la configuración es monopolar, una de esas entradas será conectada al electrodo de referencia.

La relación de rechazo de modo común (CMRR) indica que tan simétricas son las entradas y por lo tanto, indica la habilidad del amplificador para rechazar las señales de modo común (especialmente el voltaje de línea presente entre el sujeto y masa que puede ser del orden de unos voltios, miles de veces más grande que la señal de EMG detectada). Una buena CMRR está en el rango de 10⁵ a 10⁶ o 100 a 120 dB [10] según la siguiente definición:

$$CMRR = 20 \log_{10} \frac{A_d}{A_c}$$

Donde A_d y A_c son las ganancias del modo diferencial y común respectivamente.

Dado que no es fácil de obtener este valor de CMRR, se utilizan configuraciones de feedback de modo común en el sujeto. La técnica más utilizada es el "circuito de pierna derecha" modificado para sEMG, que consiste en detectar el voltaje de modo común y re aplicarlo al sujeto con fase opuesta.

La mayoría de los circuitos de front-end presentan una baja ganancia para evitar la saturación por la componente de continua debida al potencial de media celda introducido por los electrodos o se incorpora un filtro pasa alto para removerla. La desventaja de esto último es que introduce artefactos al EMG producido por estimulación eléctrica[10].

Filtrado temporal y muestreo

Las señales detectadas, muy a menudo, presentan variaciones lentas debidas a los artefactos de movimiento e inestabilidad de la interfaz electrodo-

piel. Las armónicas de estas variaciones se encuentran en el rango de 0 a 20 Hz por lo que se recomienda filtrar la señal con un filtro pasa alto con frecuencia de corte de 15 a 20Hz[10].

Otra interferencia importante es la producida por las señales de línea de 50 o 60Hz, que puede ser filtrada utilizando un filtro notch; pero en general, no se recomienda debido a la EMG tiene alta densidad de potencia en esas frecuencias, y este tipo de filtros modifican la forma de las señales. Por lo tanto, se utilizan filtros adaptativos para evitar dicha interferencia.

El teorema de Nyquist determina la frecuencia de muestreo como el doble de la frecuencia máxima de la señal en estudio, para evitar la pérdida de información por el fenómeno de "aliasing". Este problema surge por la presencia de las armónicas de la señal fuera de la banda de interés, señales de alta frecuencia y el ruido gaussiano, principalmente. Por lo tanto, es recomendable agregar un filtro anti-aliasing pasabajo con frecuencia de corte de 400 a 450 Hz y una frecuencia de muestreo de por lo menos 1000 Hz. La velocidad de muestreo condiciona la resolución temporal del equipo de EMG.

El filtrado temporal puede realizarse de manera analógica o digital, es decir, previo a que la señal sea muestreada o luego de que esto suceda. Es importante entender, que al menos el filtro anti-aliasing debe encontrarse antes del muestreo de la misma, de lo contrario, su función no se llevará a cabo. El resto del filtrado es conveniente realizarlo por hardware debido a que aumenta la resolución de la señal resultante, ya que el rango de señal del dispositivo de adquisición (DAQ) es mejor aprovechado (relación señal ruido más elevada), sin embargo, es necesario utilizar más hardware para lograrlo por lo que habrá que tomar una solución de compromiso entre ambos factores.

Conversión analógica digital

La ganancia del amplificador, el rango de entrada del conversor analógico digital y la resolución deseada deben ser elegidas en concordancia. Estas dependen del máximo nivel de ruido esperado (que corresponderá al bit menos significativo) y el rango de amplitud de la señal de EMG (que deberá estar comprendida en el rango del conversor luego de ser amplificada). Por lo tanto, esto permite calcular la cantidad de niveles necesarios y con ello calcular el número de bits del conversor. A su vez, el resultado de estos cálculos determinará la resolución del gráfico en amplitud junto con las dimensiones de la pantalla del dispositivo.

Finalmente la sensibilidad del dispositivo estará determinada por la amplitud de la señal original y su visualización en la escala de la pantalla, es decir mV/división.

Capítulo 2: Diseño del prototipo

Especificaciones del diseño

El diseño del prototipo de un electromiógrafo de superficie con múltiples canales se basó en las especificaciones requeridas por el personal de salud de la Clínica Rita Bianchi. La definición se realizó en conjunto entre la estudiante autora del desarrollo, dos ingenieros electrónicos, una doctora en matemática una terapeuta ocupacional y dos licenciados en kinesiología. Las especificaciones más importantes son las siguientes:

1. Sencillez en la utilización, manejo y colocación de los sensores.
2. Robustez mecánica y electrónica del dispositivo.
3. Interfaz de usuario intuitiva para fácil visualización de la información y correlación con la grilla física de sensores.
4. Utilización de la menor cantidad de hardware posible para economizar recursos.
5. Software de bajo costo computacional.

Diagrama de flujo

El diseño responde al diagrama en bloques general que se observa en la Figura 3 y el detalle de la Figura 4, que será descrito en las siguientes secciones para mayor claridad.

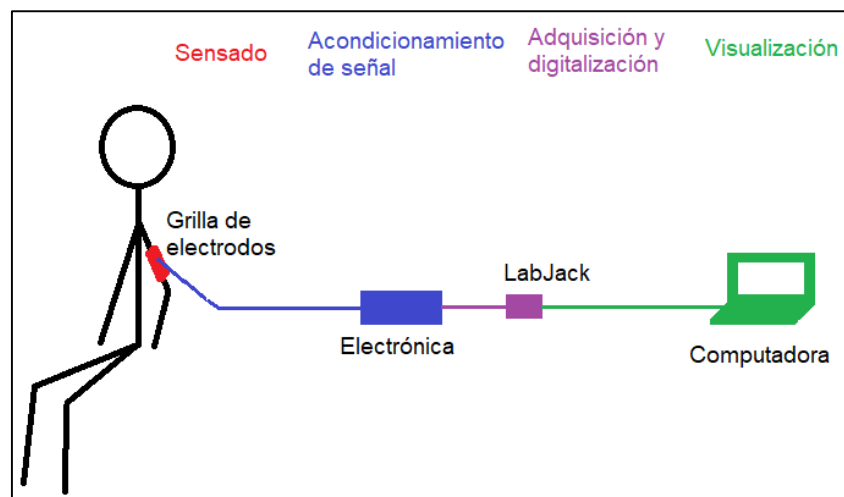


Figura 3. Diagrama en bloques general del sistema.

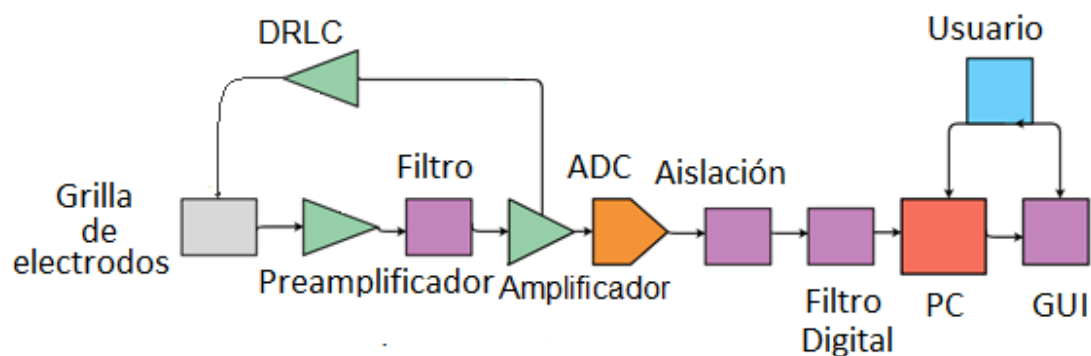


Figura 4. Detalle del diagrama en bloques.

Sensores

La plantilla de sensores consta de una grilla de 15 electrodos que se ordenan en una matriz de dos dimensiones - cinco filas y tres columnas-, un electrodo de referencia y un electrodo de realimentación del circuito de pierna derecha. Este número fue establecido de acuerdo a la cantidad de entradas analógicas disponibles en el dispositivo de adquisición (DAQ) con que cuenta el Laboratorio de Ingeniería en Rehabilitación de la FCEFyN.

Los electrodos utilizados son electrodos secos de acero inoxidable similares a los de algunas investigaciones consultadas[17]. Se eligieron específicamente botones de presión metálicos en los que también pueden colocarse electrodos de electrocardiograma descartables. La determinación de la distancia interelectrodo (IED) vertical y horizontal fue compleja, debido a que De Luca sugiere que el crosstalk es mínimo con una distancia de 10 mm[16] y los demás estudios no utilizan una IED y diámetro de electrodo únicos[18]. Sin embargo, los electrodos con los que se cuenta no permiten este espaciado, por lo tanto, la IED se determinó en 20 mm debido a que en el mismo estudio, De Luca sugiere esta configuración al utilizar electrodos de 10 mm de diámetro.

Un brazalete similar a un brazalete para medición de tensión arterial fue el sostén de los 15 electrodos activos, con el fin de facilitar la tarea a quien realiza la colocación. El brazalete fue construido con goma elástica theraband negra que permite un contacto adecuado de los electrodos con la piel tanto en dirección longitudinal como radial. Las hembras de botones a presión metálicos, fueron soldados a los cables de señal. En la Figura 5 se observa el brazalete y la pulsera con los electrodos de referencia y realimentación.



Figura 5. Brazalete para posicionamiento de electrodos.

Hardware

La configuración de medición para el sensado de la señal, es monopolar para evitar la dependencia de la orientación del brazalete respecto a la dirección principal de las fibras del músculo a analizar y para poder realizar los cálculos matemáticos para la construcción del mapa de colores sin condicionantes como se detalla más adelante.

Una vez sensada la actividad muscular, la señal debe ser acondicionada para que la conversión analógica a digital sea posible, esto requiere de una amplificación y filtrado acorde a sus características.

En este diseño en particular, el acondicionamiento de la señal de cada canal (es decir, la señal proveniente de un electrodo activo respecto al electrodo de referencia) incluye la preamplificación, el filtrado, una segunda etapa de amplificación y un circuito de realimentación de pierna derecha único para los 15 canales.

El diseño esquemático del hardware de dos canales se observa en la Figura 6, que tiene como integrado principal al INA 104. Se ha tenido en cuenta que este integrado es obsoleto, sin embargo, el laboratorio cuenta con 30 de ellos que no utilizará en el futuro y se ha decidido aprovecharlos en este prototipo, y reemplazarlos por otro tipo de integrado actual si el prototipo resulta de utilidad. En dicha figura se observan los valores de los componentes correspondientes a un solo canal pero estos se replican exactamente igual en los sucesivos canales. En la Figura 7 se puede apreciar la implementación del hardware de los 15 canales.

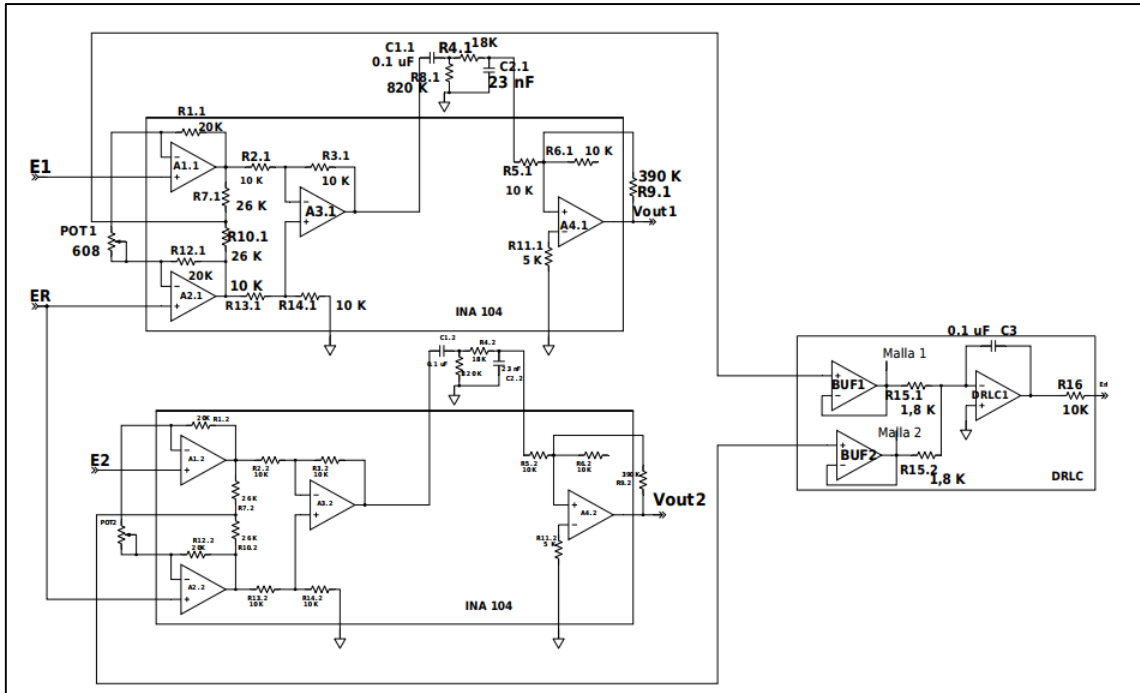


Figura 6. Diseño esquemático del acondicionamiento de dos canales.



Figura 7. Implementación de Hardware.

Preamplificación

La preamplificación se realizó con el amplificador de instrumentación del integrado INA 104, otorgándole una ganancia variable con un preset de 0-1K Ω . La ganancia de esta etapa se calcula de acuerdo a la siguiente fórmula[19]:

$$G = 1 + \frac{40K\Omega}{R_G} \quad (1)$$

Donde:

- R_G es la resistencia de ganancia, POT1 es su homóloga en el esquemático de este diseño (Figura 6).

La ganancia adoptada en esta etapa fue de 67, es decir R_G se determinó en aproximadamente 608 Ω .

Por lo indicado, a la salida de la preamplificación se obtiene una señal en el rango de 0,00033 V a 0,0335V de acuerdo a la fórmula (2), teniendo en cuenta que el rango de las señales de EMG es de 5 μ V a 500 μ V[4].

$$V_{preamp} = \left[1 + \frac{40K\Omega}{R_G} \right] (V_{in2} - V_{in1}) \quad (2)$$

Donde:

- R_G es la resistencia de ganancia.
- V_{preamp} es la señal a la salida de esta etapa, que corresponde a la señal del pin 8 del integrado INA 104.
- V_{in1} y V_{in2} son las señales de entrada, sensadas por los electrodos de referencia y activo respectivamente.

Filtro pasabanda

La señal, luego de ser preamplificada, debe ser filtrada para evitar la saturación del amplificador de salida que ocurre debido al potencial de media celda introducido por los electrodos y evitar la distorsión de la señal debida al aliasing.

El diseño del filtro pasabanda se llevó a cabo en dos etapas. Primero, se calcularon los valores de las resistencias y capacitores analíticamente, para la etapa de filtro pasa alto y pasa bajo, separadamente. Esto se realizó de acuerdo a la siguiente fórmula ampliamente conocida:

$$R = \frac{1}{2*\pi*f_c*C} \quad (3)$$

Donde:

- R es el valor de resistencia del resistor en Ohms.
- f_c la frecuencia de corte del filtro en Hertz.
- C es el valor de capacitancia del capacitor en Faradios.

Lo que dio lugar a la configuración y valores observados en la Figura 8, teniendo en cuenta que la red RC es filtro pasa bajo y la red CR es el filtro pasa alto.

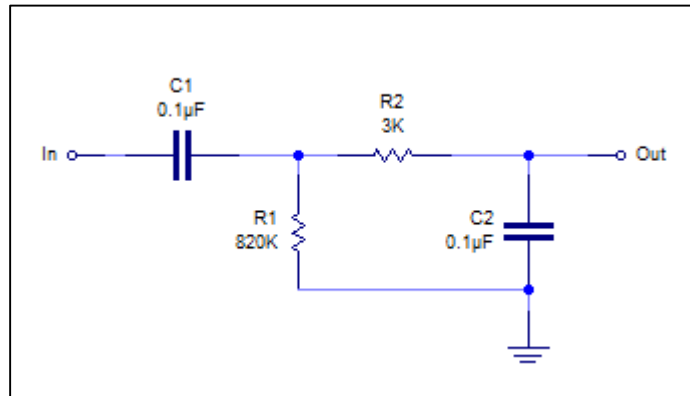


Figura 8. Primer diseño del filtro pasabanda.

Sin embargo, es necesario destacar que el filtro así diseñado no actúa con las frecuencias de corte requeridas debido a que la conexión directa entre etapas, sin buffer de tensión, hace que la segunda etapa “cargue” a la primera modificando su función de transferencia, dando como resultado frecuencias de

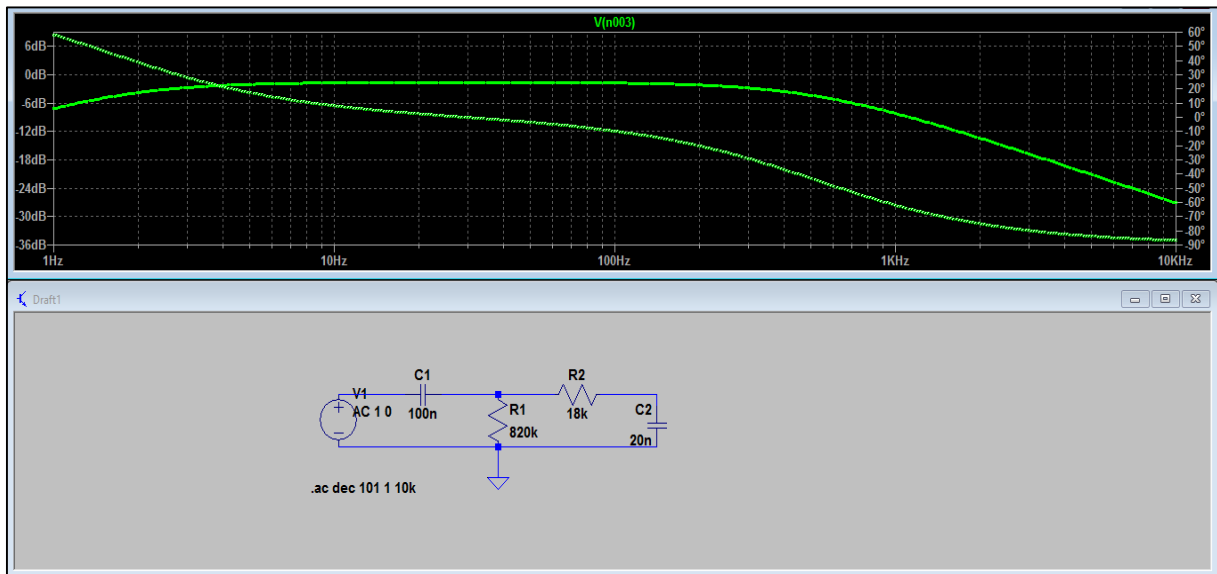


Figura 9. Superior: Respuesta en frecuencia de la simulación del filtro implementado. Inferior: Esquemático del filtro implementado, siendo V1 la señal de entrada al filtro (salida de la etapa de preamplificación).

corte y ganancia en la banda de paso distintas a las esperadas. Por este motivo, el diseño final se obtuvo a través de su simulación, por medio del software LTSpice. En la Figura 9 se observan los valores obtenidos de resistencias y capacitores que conforman el filtro pasivo, y su respuesta en frecuencia.

Es preciso aclarar también, que los filtros pasivos tienen ciertas desventajas respecto a los filtros activos tales como

- La limitación de su respuesta en frecuencia de acuerdo a los valores de los componentes pasivos,
- Variación de su respuesta respecto a la ideal,

- Su diseño debe realizarse en conjunto y no por etapas y
- No pueden introducir ganancia a la señal.

Sin embargo, los filtros pasivos son más económicos y de fácil implementación, y han sido elegidos para cumplir con el objetivo de utilizar la menor cantidad de hardware posible.

A la salida de esta etapa se tiene una señal alterna en la banda de frecuencias de 1.6Hz a 535Hz, con un rango de amplitud de aproximadamente 0.00027V a 0,027V debido a que el filtro atenúa la señal en la banda de paso 1,744dB (valor obtenido por simulación). Este rango se calcula de acuerdo a la definición de decibel:

$$dB = 20 \log \frac{V_2}{V_1} \quad (4)$$

Donde:

- dB es el valor de decibeles con su signo (es decir positivo si indica aumento o negativo si indica atenuación)
- V_1 es la señal de entrada al sistema, en este caso, el filtro.
- V_2 es la señal de salida del sistema, que es el valor calculado para obtener el rango de amplitud de la señal a la salida de la etapa de filtrado.

Amplificación

Luego del filtrado pasabanda, se realizó una etapa de amplificación, utilizando el amplificador de salida del integrado INA104 (Amplificador A4.1 en la Figura 6). La fórmula (5) se utilizó para el cálculo de la ganancia de esta etapa.

$$G_F = \frac{R_F}{10 \text{ K}\Omega} + 1 \quad (5)$$

Donde G_F es la ganancia del amplificador de salida del integrado, R_F es la resistencia de realimentación, que en el esquemático de la Figura 6 está dada por la resistencia R9.1.

La ganancia total máxima que puede utilizarse está condicionada por el rango de voltaje de entrada del DAQ LabJack, que, tal como se mencionará más adelante, es de -0,3V a 2,44V en la mayoría de sus entradas. Sin embargo, debido a que la señal de sEMG es tanto positiva como negativa, se reduce el rango utilizable a 1,34V positivos y 1,34V negativos con el offset correspondiente para centrar la señal.

Por lo tanto, como el máximo de la señal de EMG de acuerdo a Kollman & Simeoni [4] es de 500 μ V la ganancia máxima admisible es de 2680. Se llega a este valor realizando el siguiente razonamiento:

$$\text{Máx voltaje admisible} = \text{Ganancia} \times \text{Máx voltaje de entrada}$$

Por lo tanto,

$$Ganancia = \frac{M\acute{a}x\ voltaje\ admisible}{M\acute{a}x\ voltaje\ de\ entrada}$$

Donde la ganancia, es la correspondiente al acondicionamiento completo de la se\u00f1al previo a su adquisici\u00f3n por el dispositivo LabJack.

En s\u00edntesis, se obtiene una ganancia de 67 en la etapa de preamplificaci\u00f3n una de 0,818 en la etapa de filtrado y queda entonces una ganancia de 40 para ser aplicada en esta \u00faltima etapa de amplificaci\u00f3n. Dicha ganancia se obtiene con un valor de resistencia de aproximadamente 390K Ω que se verifica al reemplazar el valor en (5).

Reducci\u00f3n del ruido, el circuito de pierna derecha modificado para EMG

La implementaci\u00f3n de todas las etapas anteriores funcionaba adecuadamente al realizar las mediciones bipolares, sin embargo, al intentar realizar mediciones monopolares se observaba gran cantidad de ruido y una relaci\u00f3n se\u00f1al ruido (SNR) muy pobre. Por lo tanto, se decidi\u00f3 dise\u00f1ar un circuito de pierna derecha modificado para sEMG. Este circuito es an\u00e1logo al circuito de pierna derecha del electrocardiograma en el que se forma la terminal de Wilson entre los electrodos que toman se\u00f1al. Implementado para sEMG, no hay terminal de Wilson, se sensa el ruido y voltaje de modo com\u00fan del punto medio de cada amplificador de instrumentaci\u00f3n, se suman las se\u00f1ales sensadas (luego de pasar por un buffer de tensi\u00f3n) y se realimentan al electrodo de pierna derecha, que se coloca en una saliente \u00f3sea, el codo o la mu\u00f1eca.

Este circuito de retroalimentaci\u00f3n o circuito de pierna derecha (DRLC) sirve para evitar las corrientes de desbalance y para compensar problemas de ruido de modo com\u00fan en la entrada diferencial del amplificador de instrumentaci\u00f3n[20]. Ha sido implementado de acuerdo al bloque DRLC (por "Driven Right Leg Circuit" en ingl\u00e9s) del esquem\u00e1tico de la Figura 6, donde la R16 es la resistencia que limita la corriente que se realimenta al paciente por el electrodo de realimentaci\u00f3n, R15 (.1, .2, etc.) es el valor de resistencia de los resistores que entran al circuito de pierna derecha, promediando el voltaje de modo com\u00fan y C3 es el capacitor de realimentaci\u00f3n que estabiliza el sistema. Los valores de R16, R15 y C3 se obtuvieron de la revisi\u00f3n bibliogr\u00e1fica [21], junto con la prueba y error de diversos valores que permitieran observar cualitativamente un mejor funcionamiento.

La adici\u00f3n de este circuito redujo significativamente el ruido y la calidad de la se\u00f1al mejor\u00f3 respecto a la configuraci\u00f3n implementada sin \u00e9l.

LabJack-U3HV: Adquisición y conversión analógica digital

Una vez finalizado el acondicionamiento de señal, esta es adquirida por el dispositivo LabJack U3-HV para su digitalización y la información es luego procesada digitalmente por un Software diseñado en Matlab®.

El dispositivo LabJack U3-HV es un DAQ con entrada USB, que contiene cuatro entradas exclusivamente analógicas de alto voltaje, 12 entradas/salidas (I/O) flexibles y cuatro entradas/salidas exclusivamente digitales. Las I/O flexibles pueden ser configuradas tanto como digitales y analógicas, por lo tanto, este dispositivo provee hasta 16 entradas analógicas o hasta 16 I/O digitales. Además, provee dos salidas analógicas de 10 bits, hasta dos contadores y hasta dos timers. Dentro de las aplicaciones más comunes se encuentra el desarrollo de prototipos con el uso de distintos sensores[22]. Este dispositivo fue seleccionado por la simple razón de encontrarse disponible en el laboratorio de Ing. Rehabilitación, es probable que no sea la mejor opción pero ha sido útil para el propósito de este trabajo.

En el desarrollo del presente prototipo se utilizaron todas las entradas analógicas disponibles. La configuración de las mismas se hizo a través del software Matlab®.

Las cuatro entradas analógicas de alto voltaje por defecto tienen un rango de trabajo de entre -10,3V y +10,3V, en cualquier forma de medición. Sin embargo, el rango de trabajo de las demás entradas varía de acuerdo a su configuración; si la medición se realiza de manera absoluta o diferencial (respecto a otra entrada). Los rangos de trabajo son de 0V a +2,44V y de -0,3V a +2,44V, respectivamente[23].

Debido a esta característica, una de las entradas fue cortocircuitada a masa y las demás entradas se configuraron de manera diferencial para que se hiciera la medición respecto a la entrada antes mencionada, quedando disponibles 15 entradas que fueron utilizadas para la medición de cada canal de señal.

La resolución del conversor A/D es de 12 bits, la exactitud es de +/- 0,25% del fondo de escala cuando las entradas se encuentran configuradas en forma diferencial.

La velocidad máxima de muestreo es de 50000 muestras por segundo cuando el dispositivo se encuentra configurado en modo Stream (puede utilizarse también en el modo comando/respuesta, un modo con menor velocidad de muestreo).

La utilización y configuración del LabJack U3-HV requiere de su driver (descargado a través de la página de soporte del dispositivo[24]). El DAQ puede ser configurado a través de LabView o Matlab®. En el desarrollo del presente prototipo se utilizó Matlab® debido a que la autora tenía más manejo de este entorno, para ello es necesario también, contar con la "Assembly .NET" del dispositivo y una versión de Matlab® con soporte de interfaz .NET.

La escritura del código se comenzó en base a uno de los ejemplos proporcionados por el soporte de LabJack en su página, para comprender los conceptos básicos. Luego, se fue complejizando el código para terminar armando un interfaz gráfica de usuario en la que se observan todos procesados y un mapa de colores. En la siguiente sección se describe con mayor detalle cada elemento del código.

Cabe mencionar, que la conexión entre el circuito de acondicionamiento y el DAQ se realizó a través de la adición de una resistencia de 100Ω entre las GND de ambos debido a que el circuito de acondicionamiento tiene alimentación externa y es necesario prevenir corrientes mayores a las permitidas en el LabJack. Esto se especifica en su datasheet. La conexión entre el LabJack y el hardware diseñado se puede observar en la Figura 10.

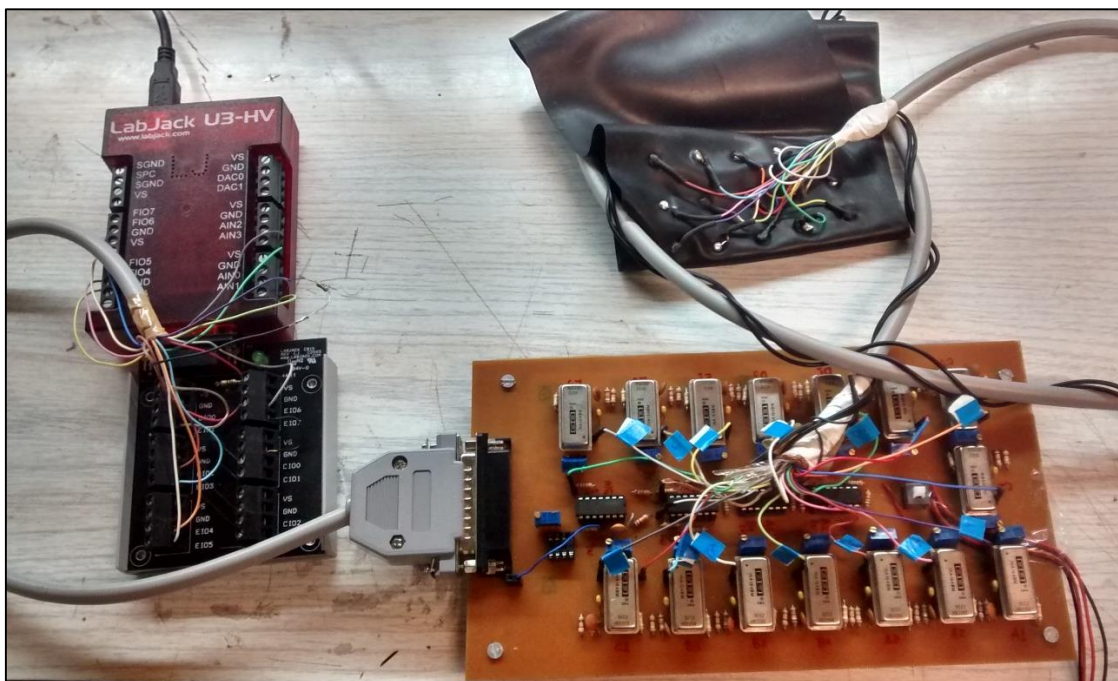


Figura 10. Hardware conectado al LabJack.

Aislación

La conexión del LabJack con la computadora se realiza a través de un cable USB, con un aislador Acromag USB-Isolator, que provee aislamiento de alto voltaje entre la computadora y el LabJack. La aislación protege al equipo de picos de corriente y voltajes transitorios. También elimina los lazos de corriente a tierra que se producen entre la PC y los periféricos que pueden causar daños y mediciones inadecuadas. Además, la aislación minimiza el ruido conducido por electrostática, campos magnéticos e interferencia de radio frecuencia[25]. Sin embargo, esta aislación no es de grado médico por lo que la utilización y prueba del dispositivo se realizó con una notebook sin conexión a la red de corriente eléctrica.

El aislador Acromag USB-Isolator se observa en la Figura 11.



Figura 11. Acromag-USB-Isolator.

Alimentación

El hardware de acondicionamiento de señal diseñado es alimentado a través de dos baterías de 9V (baterías IEC 6F22), debido a que los amplificadores de instrumentación y amplificadores operacionales necesitan alimentación bipolar.

El LabJack U3-HV tiene alimentación propia a través del cable USB de conexión a la PC.

Software

Generalidades

El código de este prototipo se estructuró en varias funciones, de manera que pueda ser modular. El programa permite realizar un registro de sEMG y visualizarlo en tiempo real; y también permite guardar el registro y volverlo a analizar offline.

La Figura 12 muestra la interfaz gráfica de usuario (GUI), al abrir la aplicación, sin iniciar ni cargar un registro.

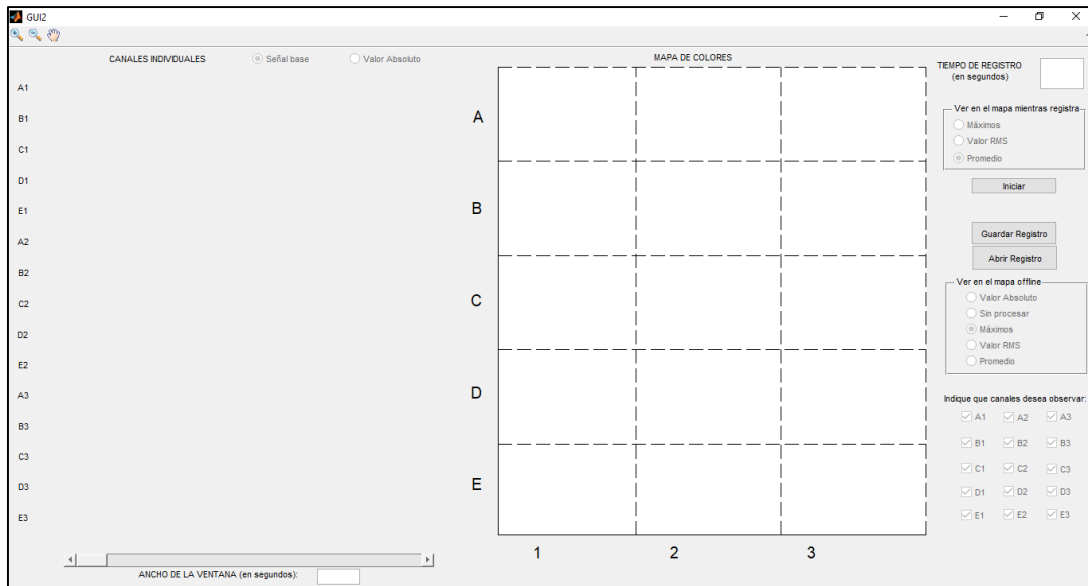


Figura 12. GUI sin registro.

El Anexo nº1: Código Fuente, contiene el código de Matlab. En esta sección se realiza una explicación general del mismo, basada en los elementos de la GUI, para dar a entender el procesamiento digital de la señal y su visualización.

En la Figura 12 se destacan dos espacios donde se grafica la señal sEMG por canal y el mapa de colores; a la derecha de la pantalla se ubica un menú. El menú (Figura 13) contiene un toggle button (Iniciar), dos push buttons (Abrir Registro y Guardar Registro), dos edit texts (Tiempo de Registro y Ancho de la ventana), 15 checkboxes (tantos como señales a registrar). Además, la GUI contiene tres bloques de botones para elegir qué características de la señal se desean visualizar.

El toggle button cambia el texto que lo identifica cada vez que se presiona para indicar que su función alterna entre “Iniciar” y “Detener”. Una vez presionado “Iniciar”, llama a una función (denominada Registrando) que permite abrir el LabJack conectado a la computadora, configurarlo, iniciar un nuevo registro de sEMG y llamar a las funciones de código necesarias para el procesamiento de la señal. Este registro se llevará a cabo hasta que se alcance el tiempo ingresado por el usuario en el edit text “Tiempo de Registro” o hasta que vuelva a presionarse el toggle button “Detener”.

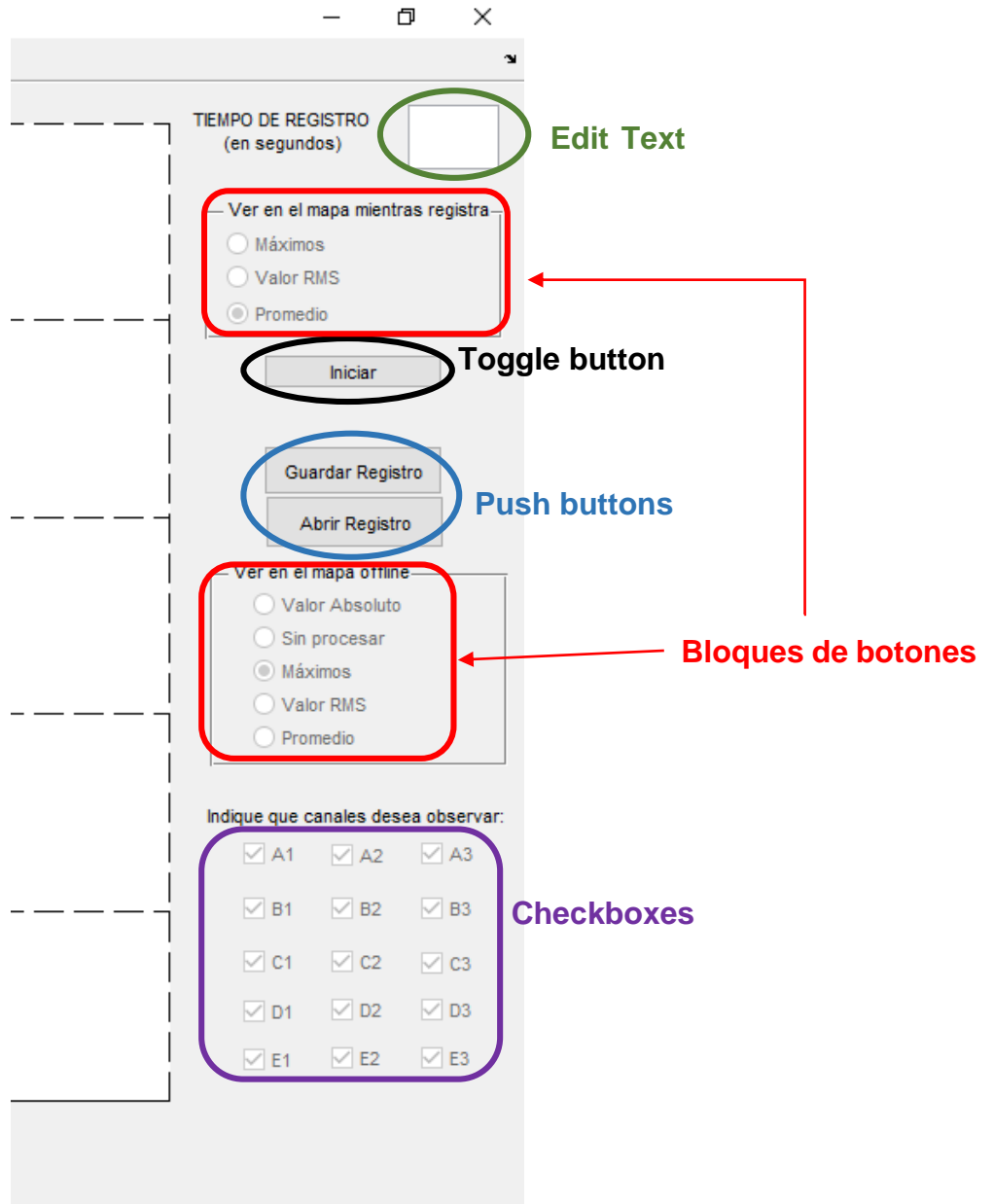


Figura 13. Zoom del menú de la GUI.

Las funciones de código antes mencionadas, serán llamadas cada vez que se termine un stream del registro y toda la información de ese stream será procesada y graficada en los ejes correspondientes.

Las funciones de procesamiento permiten eliminar el offset de las señales, filtrarlas con un filtro pasabanda y un filtro notch, realizar los cálculos para graficar el mapa de colores y realizar los gráficos en sí mismos. Los plots de cada canal se graficarán de acuerdo a cuáles checkboxes se encuentren seleccionados (tildados) y la información observada en el mapa de colores dependerá de la opción elegida en el bloque de botones "Ver en el mapa mientras registra", serán los máximos de la señal en cada stream, el valor RMS o el promedio de la señal en ese intervalo.

Los demás elementos de la GUI son utilizados para el análisis offline de los registros. El push button “Guardar Registro” permite crear y escribir un archivo binario en el que se guarda la información necesaria para el análisis completo del mismo. De manera análoga, el push button “Abrir Registro” permite abrir y leer un archivo binario con esa información.

Una vez cargado un registro (abierto o recientemente adquirido) se puede utilizar un slider (Figura 14) para observar la información de cada canal individual a lo largo del tiempo y el mapa de colores de acuerdo a su posición, indicada en los gráficos como una línea vertical negra.

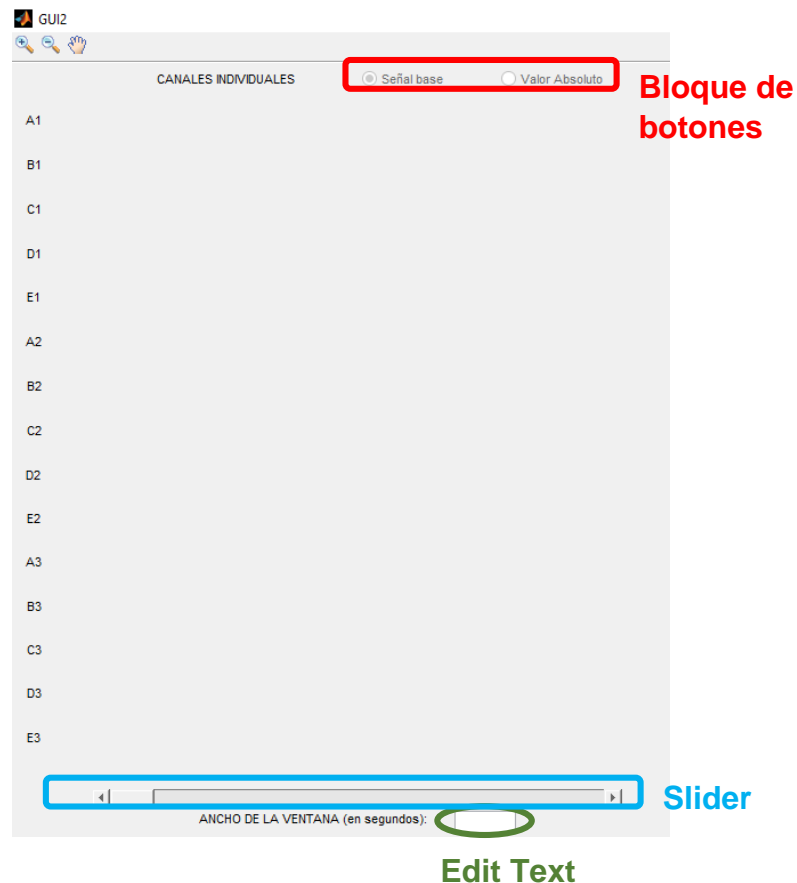


Figura 14. Zoom de diversos elementos de la GUI para análisis online de un registro.

Adicionalmente, el ingreso de un valor en el edit text “Ancho de ventana” (Figura 14) permite determinar cuánta información temporal (en segundos) se desea ver en los ejes de los gráficos de los canales individuales.

En el modo de análisis offline también se puede elegir qué gráficos observar tildando o no los checkboxes. Adicionalmente, se puede seleccionar mostrar la señal base de los canales tildados o su valor absoluto en el bloque de botones que se encuentra en la parte superior izquierda de la GUI (Figura 14), y haciendo click en cada gráfico se puede observar la señal base de ese canal, su valor absoluto y su integral.

Por otro lado, la información observada en el mapa de colores se puede seleccionar a través del bloque de botones “Ver en el mapa offline” (Figura 13),

que mostrará el valor absoluto de la señal, la señal sin procesamiento adicional, los máximos, el valor RMS o el promedio de la misma en cada stream.

Todo este funcionamiento de la GUI se ha consensuado con los potenciales usuarios profesionales, de modo que sea más intuitivo y natural.

Stream de datos

Tal como se mencionó anteriormente el LabJack realiza la adquisición de las señales en modo stream, esto significa que adquiere un paquete de datos que almacena en su buffer y luego lo transmite para que pueda ser procesado. La duración de cada stream es aproximadamente 0,7s (medido a través de la función “tic toc” de Matlab®), y debido a que la frecuencia de muestreo de cada canal es de 2500 Hz, el stream contendrá aproximadamente 26250 muestras, de los 15 canales [26]. Este tiempo está determinado por el procesamiento online de la señal y su costo computacional así como también de las características de la computadora donde se ejecuta el programa.

Datos y Funciones de procesamiento

Los datos se obtienen al leer el buffer del LabJack y se almacenan en un arreglo .NET que es convertido luego en una matriz para ser procesada.

Las funciones de procesamiento tienen por objetivo la eliminación de offset, filtrado y reordenamiento de la información para el gráfico en mapa de colores.

La eliminación de offset se realiza restando la media de cada uno de los canales al total de la señal del respectivo canal, a través de la construcción de una matriz de medias que se resta a la matriz del stream actual.

El filtrado se realiza con un filtro pasa alto, un filtro pasa bajo y un filtro notch. El filtro pasa alto tienen una frecuencia de corte de 20Hz, el pasa bajo de 500Hz (que corresponden a un filtro pasabanda), ambos son de tipo Butterworth. El filtro notch rechaza banda en 50 Hz y sus armónicas. El orden de los filtros pasa bajo y pasa alto se determinó a través de la función “butterd”, es de 11 y tres respectivamente. Todo el filtrado se realizó utilizando el comando “filter” de Matlab®.

Tal como se mencionó en el capítulo 1, el filtrado notch no es el recomendado por Merletti[10] debido a que se pierde información de sEMG en esta frecuencia, sin embargo, los filtros adaptativos son más difíciles de implementar. Por otro lado, las frecuencias y tipo del filtro pasabanda se definieron según lo recomendado por este autor descrito en el Capítulo 1: Marco Teórico, de este desarrollo[10].

Finalmente, se construyeron dos funciones que realizan los cálculos necesarios para el gráfico del mapa de colores. Por un lado, la función

“Calcular_Online” (que se refiere a los cálculos realizados mientras se registra) devuelve matrices interpoladas de dos dimensiones con el promedio, el valor RMS y los máximos de cada canal en cada stream. Por otro lado, la función “Calcular_Offline”, devuelve matrices de tres dimensiones con el valor absoluto y la información sin modificaciones de cada canal y por cada muestra, la interpolación de las matrices en cada instante se realiza en el momento en el que se va a graficar.

La interpolación de las matrices de cada característica de señal se realizó con la función “interp2 (V, k)” de Matlab®, que realiza una interpolación lineal entre las distintas muestras en ambas direcciones. El dato V es la matriz a interpolar y el dato k es la cantidad de veces que se divide un intervalo entre muestras para calcular sus valores, se utilizó $k = 5$ debido a que la visualización del mapa comenzaba a ser adecuada, esto resultó en una matriz interpolada de 65 por 129 puntos para graficar.

Gráficos

Las representaciones elegidas para mostrar la información registrada fueron dos tipos de gráficos: un mapa de colores y el valor de la señal de sEMG procesada de cada uno de los canales registrados.

Las señales individuales son importantes para que los profesionales de la salud que trabajan con electromiografía puedan hacer uso de la señal como acostumbran. Además, en offline pueden elegir observar el valor absoluto de las señales seleccionando el botón correspondiente (Figura 15).

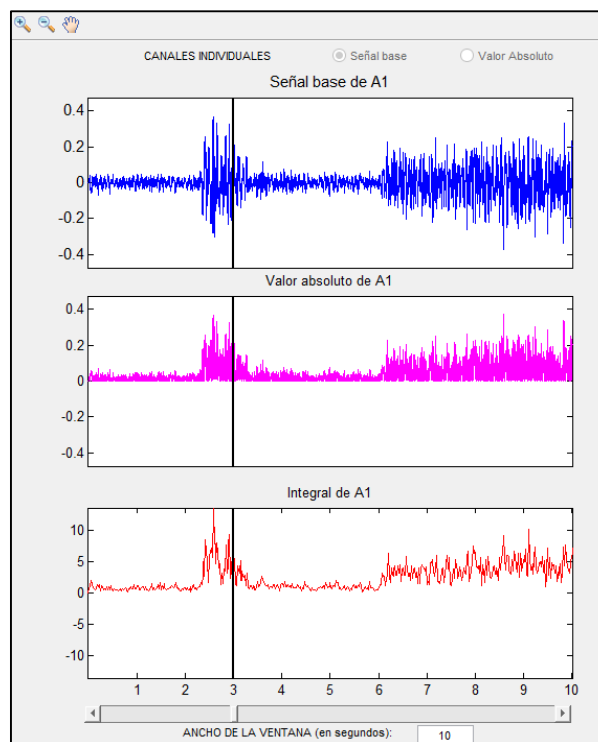


Figura 15. Señal base, Valor Absoluto e Integral de un canal seleccionado.

El mapa de colores se correlaciona espacialmente con la información de la plantilla física (Figura 16). Muestra en niveles de colores la característica elegida de la señal de cada stream, en tiempo real; y los valores muestra a muestra, en el análisis offline. Estas opciones pueden ser utilizadas para complementar sEMG de cada canal individual.

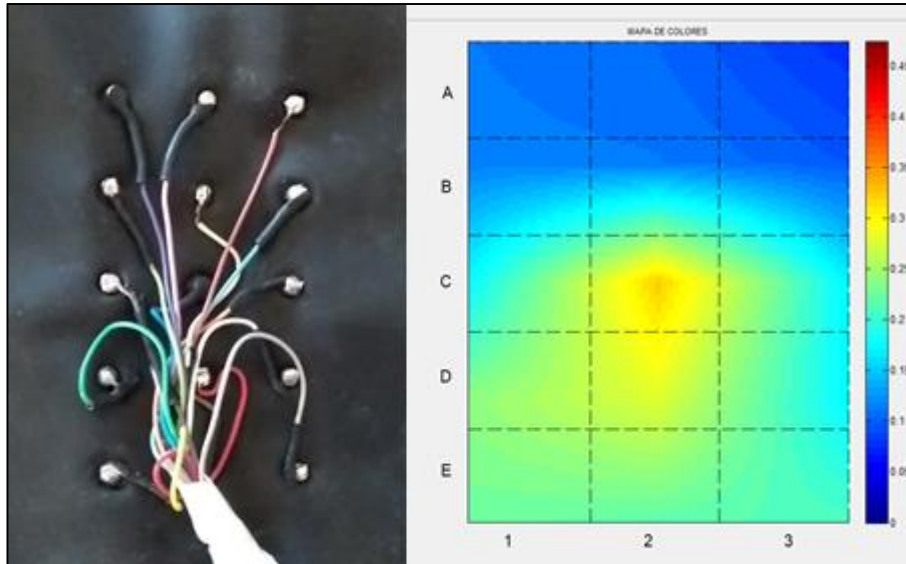


Figura 16. Correlación entre la plantilla física y el mapa de colores.

En el código, las funciones que construyen los gráficos son cuatro: una función para el gráfico de los canales individuales en tiempo real (“Graficar_stream”), otra para el gráfico de los canales individuales en offline de acuerdo al valor del slider (“Graficar_Slider”), una función que permite graficar el mapa de colores (“Graficar_Mapa”), que es llamada por la función “Registrando” si se trata del gráfico en tiempo real o llamada por la función “Graficar_Slider” en offline y por último la función “MouseClic” que grafica la señal base, el valor absoluto y la integral del canal sobre cuyo gráfico se ha hecho click.

En la Figura 17 se muestra un registro online y en la Figura 18 se muestra el análisis de un registro offline.

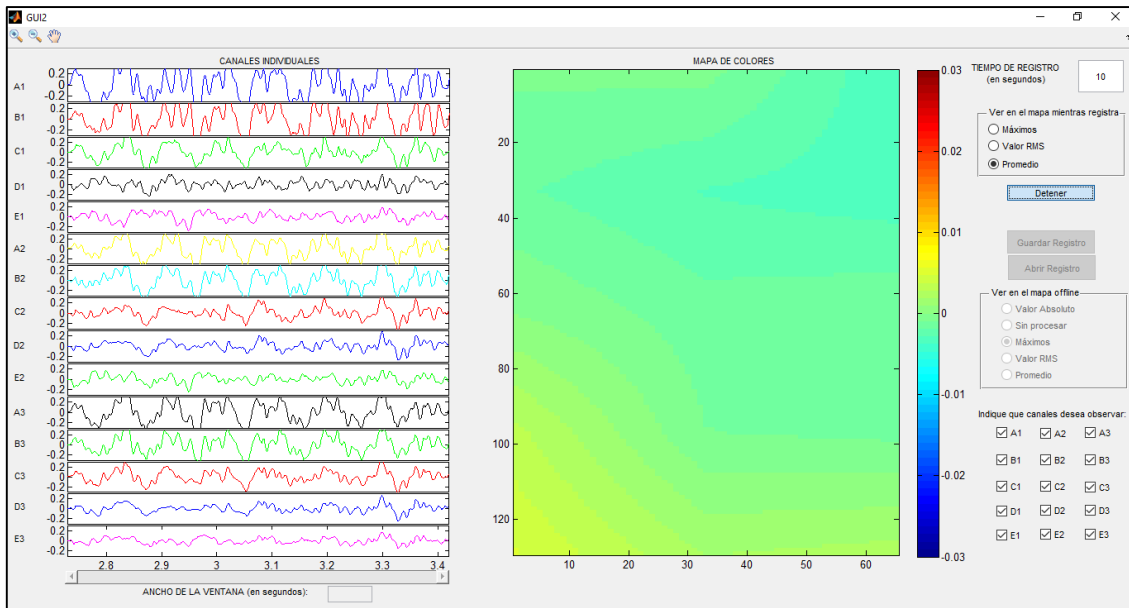


Figura 17. GUI en la que se observa la toma de un registro.

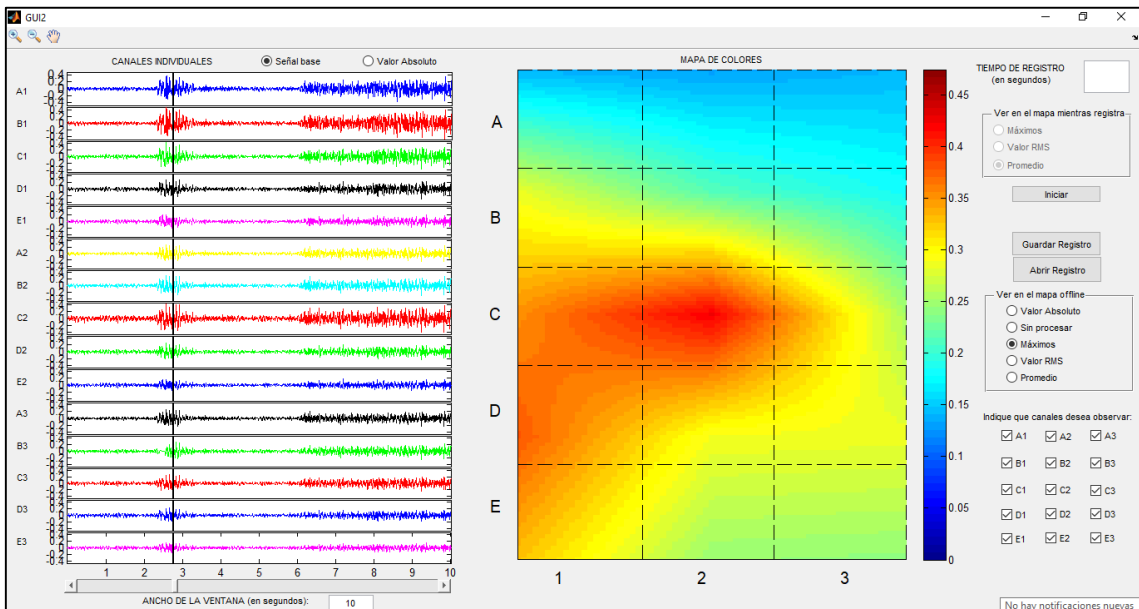


Figura 18. GUI en la que se realiza el análisis de un registro offline.

Evitar errores

El código del programa en su totalidad trata de evitar los errores que podrían cometerse durante su uso, por ejemplo la pérdida de información, o el accionamiento de botones no utilizables en ese momento, errores debido a la desconexión del LabJack, etc.

Algunas de estas acciones son: consulta al usuario previo al cierre de la aplicación; consulta al usuario antes de iniciar o abrir un nuevo registro si hay un registro ya cargado; advertencia al usuario de la ausencia de registro cargado si se desea guardar uno y no se lo encuentra; advertencia al usuario si no se

encuentra el dispositivo LabJack; desactivación de todos los botones que se utilizan únicamente en offline mientras el programa se encuentra realizando un registro; asignación del valor máximo del tiempo registrado al ancho de la ventana si se coloca un tiempo mayor a éste.

Construcción del prototipo completo

El hardware descrito hasta el momento se refiere a los detalles de un solo canal, que se repitió 15 veces para obtener los canales necesarios. En la Figura 19 se observa el diagrama en bloques del hardware completo y en el Anexo nº2: Diseño final de la electrónica, se puede encontrar el detalle de cada canal.

El hardware del prototipo completo se implementó en una placa PCB (printed circuit board), diseñada a través del software Protel. El diseño final del esquemático y PCB se encuentra en el Anexo nº2: Diseño final de la electrónica de este informe. La placa se fabricó con una fresadora CNC del Laboratorio de Investigación Aplicada y Desarrollo (LIADE) de la Universidad Nacional de Córdoba (Figura 20).

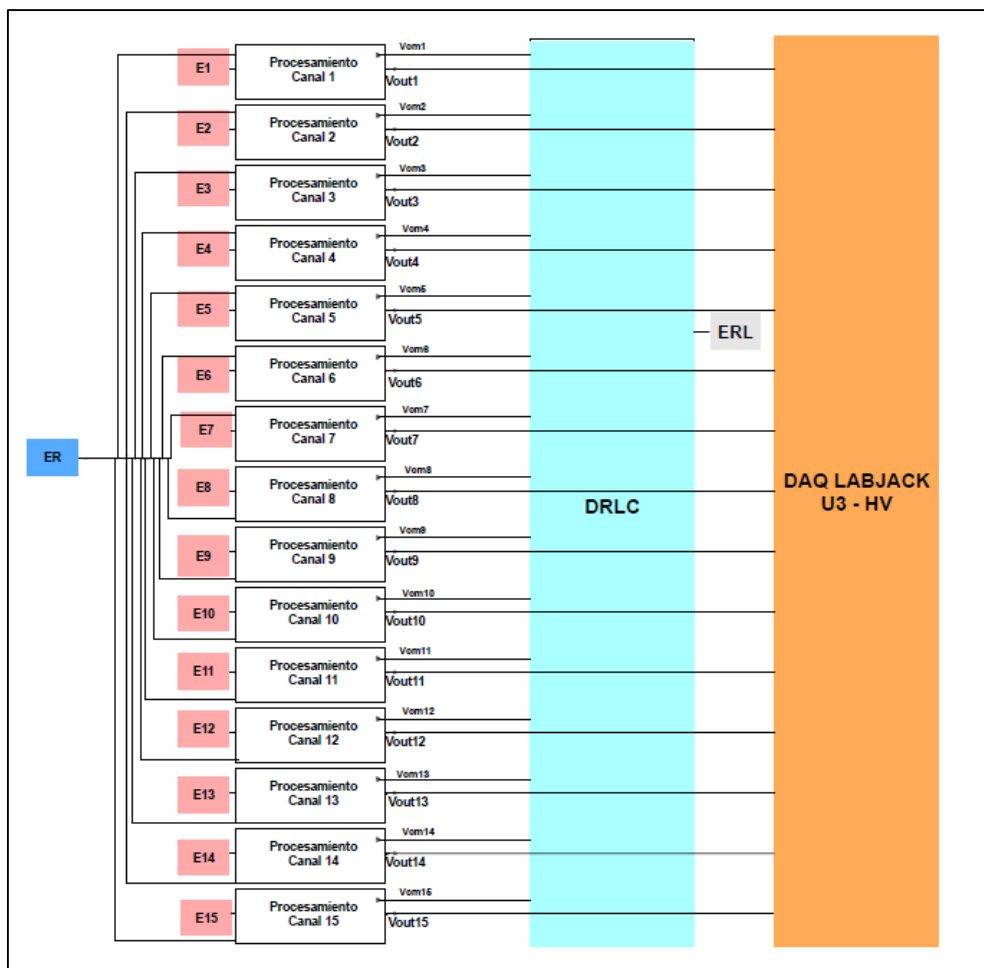


Figura 19. Diagrama en bloques del hardware. ER: electrodo de referencia, E1, 2...15: electrodos de medición o activos correspondientes a los electrodos del brazaletes, ERL: electrodo de realimentación, DRLC: cicuito de pierna derecha, DAQ: Dispositivo de adquisición de datos.

La fabricación del circuito impreso se realizó partiendo de placas PCB vírgenes, que poseen una base de material aislante con una cara recubierta por una capa de cobre. Estas placas luego fueron fresadas de acuerdo al diseño generado por el software Protel que es convertido en archivos de coordenadas para dar instrucciones a la máquina de CNC. Los archivos de instrucciones son tres: uno define las pistas, otro las perforaciones en los puntos donde se ubican todos los pines y el tercero indica el corte externo de la placa.



Figura 20. Máquina CNC realizando el fresado.

Protocolo para la utilización del dispositivo

El protocolo de utilización del dispositivo se ha explicitado en el video de la guía de usuario que puede ser encontrado en el siguiente link: <https://www.youtube.com/watch?v=oHk3yXUjqE>

La modalidad de video se ha adoptado para que la comprensión de la utilización sea más amena e intuitiva. Además, debido a que los profesionales con los que se ha trabajado no están familiarizados en la lectura de manuales técnicos, se ha adecuado la forma de visualización a sus gustos.

Capítulo 3: Marco normativo aplicable

El prototipo diseñado pretende ser la base para desarrollar un equipo electromédico de electromiografía. Por lo tanto, la norma que debe cumplir en cuanto a seguridad básica y performance esencial es la IEC 60601-2-40:2016, que se aplica en Electromiógrafos y equipos de Potenciales Evocados. Esta norma modifica y amplía la norma general IEC 60601-1.

Definiciones

La comprensión de las normas necesita de la definición de algunos conceptos y su aplicación al desarrollo en cuestión, entre ellos se encuentran: equipo electromédico, seguridad básica y performance esencial.

El dispositivo que se apunta a diseñar es un equipo electromédico porque es un aparato eléctrico que tiene partes aplicadas y detecta la transferencia de energía del paciente al equipo.

La seguridad básica de un equipo es la ausencia de un riesgo inaceptable causado por un peligro físico cuando el equipo es usado en condición normal (con todos los elementos de protección intactos) y en condición de primer defecto (cuando alguno de los medios de protección es defectuoso o se encuentra en una situación anormal).

La performance esencial de un equipo son las características de funcionamiento que permiten asegurar la ausencia de un riesgo inaceptable. En el caso del aparato en desarrollo, uno de los ítems de performance esencial podría ser la visualización correcta de la información para evitar la mala interpretación de las señales lo que llevaría a la colocación inadecuada de botox en un paciente con espasticidad.

Ensayos

La verificación del cumplimiento de los requerimientos de seguridad básica y performance esencial se realiza a través de distintos ensayos de tipo que evalúan el diseño del equipo electromédico; pero además, es necesario realizar ensayos periódicos de manera de asegurar que las condiciones de funcionamiento son óptimas a lo largo de todo el ciclo de vida del producto.

Los ensayos de tipo incluyen: ensayos para verificar que las corrientes de fuga no excedan los límites permitidos, ensayos para verificar que el marcado y rotulado es el adecuado, legible y duradero, ensayos de rigidez dieléctrica, de distancia y contorno, ensayos para la verificación de la integridad del material a temperaturas excesivas, evaluación de riesgos mecánicos (por ejemplo: estabilidad, características de superficies y bordes, etc), compatibilidad electromagnética (radiada y conducida).

Estos ensayos deben ser realizados bajo las condiciones más desfavorables en las que se pueda utilizar el equipo, que también se especifican

en la norma, por ejemplo: condiciones de temperatura, humedad, de alimentación del equipo, la intensidad de luz, etc.

Además, se debe tener en cuenta que el prototipo de este dispositivo funciona conectado a una PC, por lo tanto, si el equipo final tiene la misma conexión, deberán cumplirse también los requisitos de aislación requeridos por la norma.

Clasificación del equipo electromédico según las normas aplicables

Los equipos electromédicos se pueden clasificar según:

- El tipo de riesgo.
- Tipo de protección contra shock eléctrico.
- Grado de protección de las partes aplicables.
- Modo de operación.
- Grado de protección contra el ingreso de líquidos y partículas.
- Método de esterilización.
- Aptitud para aplicación en atmósferas enriquecidas en O₂, o en presencia de gases inflamables.

La clasificación es importante para poder definir qué tipo de ensayos se deben realizar.

Clasificación según el tipo de riesgo

La clasificación de los productos médicos según el riesgo, en nuestro país se realiza de acuerdo a las disposiciones de ANMAT (Asociación Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica). La disposición 2318/02 indica cómo realizar esta clasificación, que va desde Clase I, de menor riesgo, a Clase IV de mayor riesgo[27].

El primer paso para llevar a cabo la clasificación, es decidir qué tipo de producto médico es el dispositivo con el que se está trabajando: producto invasivo, no invasivo, activo o reglas especiales aplicables. En el caso del presente desarrollo se trata de un producto activo debido a que su funcionamiento depende de una fuente de energía eléctrica, es decir, una fuente de potencia distinta de la generada por el cuerpo humano o gravedad y que funciona por la conversión de la energía eléctrica.

Luego de esa decisión, se utilizan las reglas correspondientes a la clasificación de los productos activos (hay distintas reglas para cada uno de los tipos de producto) que se resumen en la Figura 21.

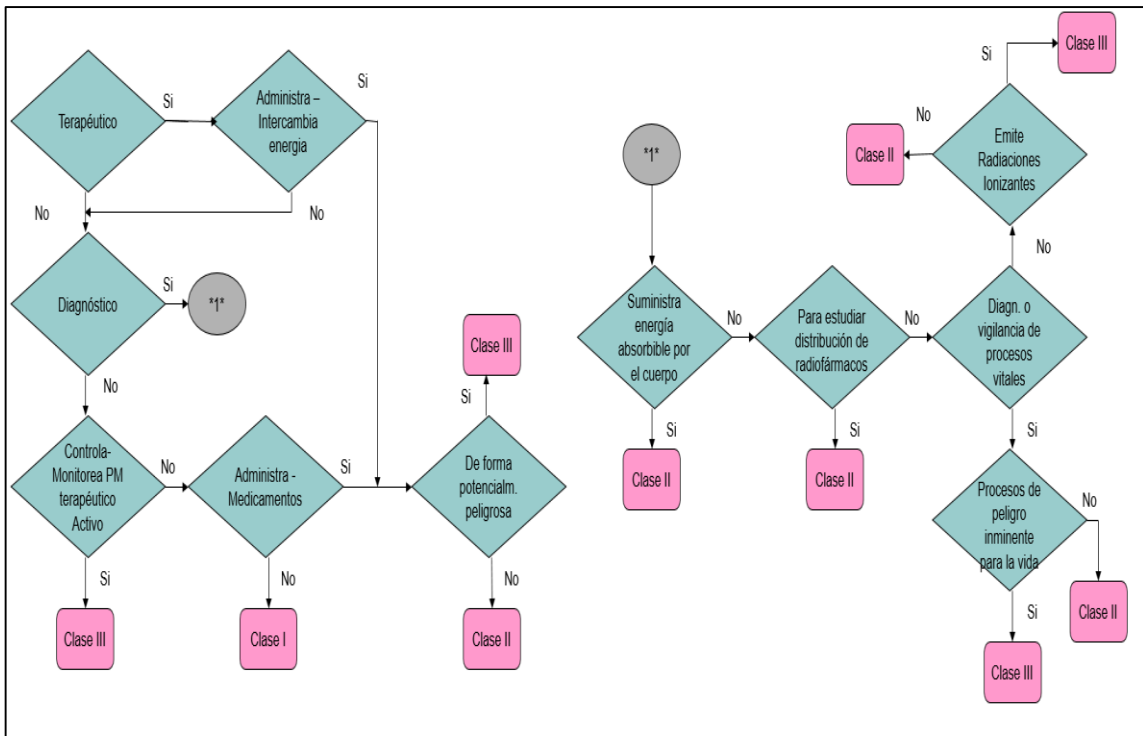


Figura 21. Flujograma de decisión para clasificar productos activos, disposición 2318/02 ANMAT.

Aplicando este flujograma de decisión al dispositivo en desarrollo se obtiene como resultado la clasificación: Clase II, que se observa con mayor claridad en la Figura 22.

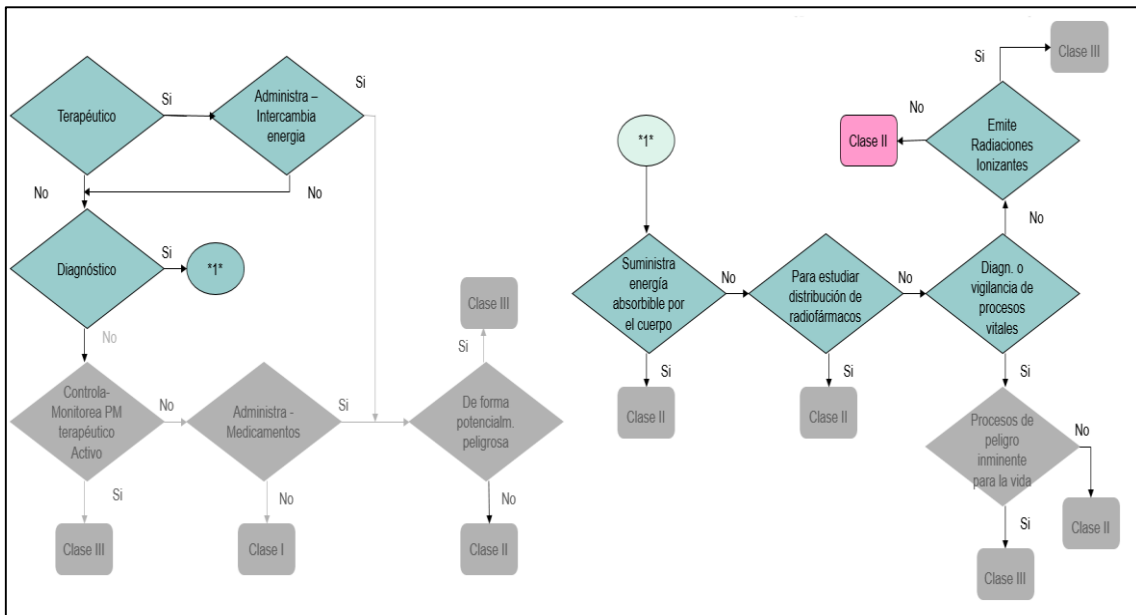


Figura 22. Clasificación del dispositivo según la disposición 2318/02 ANMAT.

Clasificación según el tipo de protección contra shock eléctrico

Los equipos electromédicos se clasifican de según al tipo de protección contra shock eléctrico de acuerdo a la norma IEC 60601-1, en estas categorías:

- Equipos alimentados externamente, y estos se subdividen en:
 - Equipos Clase I (aquellos que cuentan con una tierra de protección sumada a la aislación básica)
 - Equipos Clase II (aquellos que cuentan con doble aislación no solamente la aislación básica)
- Equipo alimentados internamente.

El dispositivo en cuestión se encuentra alimentado internamente, sin embargo se conecta a una PC por lo que no puede entrar dentro de esta clasificación, si no que deberá cumplir los requisitos de los equipos Clase I o II de acuerdo a como sea su diseño final.

Clasificación según el grado de protección de las partes aplicables

Las partes aplicables son aquellas que en uso normal del aparato entran en contacto físicamente con el paciente para que el equipo pueda desarrollar su función. La clasificación que se basa en su grado de protección tiene tres categorías:

- Parte aplicada tipo B: es aquella que está referenciada o tiene conexión a tierra.
- Parte aplicada tipo BF: es flotante, es decir que no tiene referencia ni conexión a tierra.
- Parte aplicada tipo CF: es también flotante y proporciona una mayor protección contra los choques eléctricos que el previsto para las partes aplicables del tipo BF.

Las partes aplicables del dispositivo en desarrollo no tienen conexión directa con tierra, sino que son flotantes debido a que la referencia del circuito está aislada de la tierra de la instalación eléctrica. Por lo tanto, son partes aplicadas tipo BF, que deberán cumplir con los requisitos establecidos por la norma y no exceder los límites de corriente de fuga allí detallados.

Clasificación de acuerdo al modo de operación

Los equipos electromédicos se clasifican en aparatos de funcionamiento continuo e intermitente de acuerdo a su modo de operación. El equipo que se encuentra en desarrollo será un aparato de funcionamiento intermitente.

Clasificación IP

Esta clasificación se refiere al grado de protección contra el ingreso de líquidos y partículas, es decir la protección brindada por las envolturas. La clasificación estará dada por un número que tiene la siguiente estructura:

IP m n

Donde:

- m: es un número que indica el grado de protección contra la entrada de sólidos.

- n: es un número que indica el grado de protección contra la entrada de líquidos.

La determinación de esta clasificación para el desarrollo en cuestión se definirá una vez definida la envoltura que lo contenga.

Las otras dos clasificaciones que fueron nombradas: de acuerdo al método de esterilización y la operación o no del equipo en atmósferas enriquecidas con oxígeno o presencia de gases inflamables; también serán definidas cuando se determine en qué situaciones y lugares podrá usarse el equipo durante su uso normal.

Capítulo 4: Mercado

Aplicaciones de la EMG de múltiples canales

Las investigaciones consultadas revelaron que las aplicaciones clínicas de la sEMG de múltiples canales son diversas, entre ellas se encuentran el estudio de la fatiga muscular, de patologías de neurona motora, miopatías, neuropatías, el análisis de la actividad muscular espontánea y la determinación de la tasa de disparo de las unidades motoras[28].

Por otro lado, la electromiografía de superficie (EMGS) o cinesiología también se utiliza para estudiar la actividad muscular en acciones dinámicas, siendo aplicable al análisis biomecánico de un gesto, al análisis de la marcha, en estudios de rendimiento deportivo y en áreas como la medicina laboral y la ergonomía [29].

Los profesionales consultados utilizan la sEMG convencional para el diagnóstico de neuropatías, radiculopatías, miopatías y movimientos anormales; dentro de estos últimos se encuentra la espasticidad.

Epidemiología de la espasticidad

La espasticidad es un síndrome motor caracterizado por el incremento dependiente de la velocidad en los reflejos tónicos de estiramiento con sacudidas exageradas de los tendones, resultado de la hiperexcitabilidad del reflejo de estiramiento.

La motivación de este trabajo fue otorgar una herramienta a la Clínica Rita Bianchi para investigar la determinación de la aplicación de botox en personas con espasticidad. Por ello, es importante conocer la epidemiología de este síndrome, que se basa en la incidencia de las causas más frecuentes del mismo[30]. Entre ellas se encuentran: esclerosis múltiple, accidente cerebrovascular, traumatismos de cráneo, parálisis cerebral y lesión medular[30][31]. Los estudios encontrados reflejan la incidencia y prevalencia de estas enfermedades:

- La *esclerosis múltiple* tiene una incidencia de 4,2 casos por cada 100.000 en el mundo y una prevalencia de 0,9 por 1.000, tanto la incidencia como la prevalencia son mayores en mujeres que en hombres. El 37% al 78% de los pacientes presenta espasticidad [30]. La prevalencia de la esclerosis múltiple en Argentina es de 18 casos por cada 100.000 habitantes y se diagnostican 2 casos nuevos por año por cada 100.000 habitantes [32].
- La incidencia anual, en todo el rango etario, de *accidentes cerebrovasculares (ACV)* isquémicos y hemorrágicos es de 183 por 100.000 en Estados Unidos y la prevalencia en este país es del 2% en personas de 25 a 74 años y mayor porcentaje para la población de más edad. La prevalencia en Argentina de accidente cerebrovascular según los datos

de la 3° Encuesta Nacional de Factores de Riesgo para enfermedades no transmisibles, fue de 1,9% en 2013 evidenciándose valores similares entre varones y mujeres. El porcentaje de este indicador en Argentina, aumentó con la edad a partir de los 50 años (50 a 64 años 3,0% - 65 y más 5,3%) en tanto que resultó más bajo en los grupos de población joven [33]. En EEUU el 35% de los pacientes con ACV presenta espasticidad [30][31]. En el Reino Unido se estima que el 16% de los que han sufrido un ACV requieren tratamiento de la espasticidad[31].

- El 2% de la población estadounidense ha sufrido *un traumatismo de cráneo* y el 50% de ellos sufre espasticidad [30]. En el Reino Unido se estima que el 18% de los que han sufrido un traumatismo de cráneo requieren tratamiento de la espasticidad. Los traumatismos de cráneo en Argentina se producen debido a caídas, agresiones físicas y accidentes de tránsito; la prevalencia es superior en hombres que en mujeres, los niños menores de cuatro años, los mayores de 75 y los adultos jóvenes son quienes mayormente los padecen y es la principal causa de discapacidad en este último grupo [34]. Las entidades argentinas especializadas en el tema coinciden en afirmar que cerca de 15.000 personas por año quedan con alguna discapacidad permanente en la Argentina, como consecuencia de traumatismos resultantes de accidentes de tránsito. Los principales tipos de discapacidad generados por accidentes son las discapacidades motoras (66,1%), luego las auditivas (16,5%) y finalmente las visuales (12,6%) y las mentales (4,2%) [35].
- La prevalencia de *parálisis cerebral* en Estados Unidos es de alrededor de 3,6 por 1000 niños o 1 en 278 niños y el 90% tiene espasticidad [30].
- La incidencia anual de *lesión medular* en Estados Unidos es de 110.000 casos [30] y en el mundo, entre 250.000 y 500.000 personas sufren cada año lesiones medulares [36]. El 40% de estos pacientes presenta espasticidad [30].

Alternativas en el mercado

En el ámbito comercial, existe una empresa, TMSi, que fabrica grillas de electrodos para electromiografía llamadas “High Density EMG Grids”[37], de distintas dimensiones y cantidad de electrodos[38]. Asimismo, comercializa todos los elementos necesarios para procesar y graficar la información que obtienen dichos electrodos.

En el país, hay fabricantes y vendedores de electromiógrafos. Entre ellos, Akonic S.A. fabrica y comercializa equipos para la amplificación y procesamiento de señales de electromiografía de diversa cantidad de canales dependiendo del cabezal amplificador (de 4 a 62 canales), el nombre del equipo es BIO-PC[39][40].

Fabricación de productos similares

Las técnicas de manufactura de las grillas de electrodos no son muy difundidas, salvo la técnica de flexografía[41]. Esta técnica de impresión utiliza una placa flexible en la que imprime zonas de relieve. La plancha sobre la que se imprime es generalmente de fotopolímero, muy flexible. Las tintas utilizadas son líquidas y de gran rapidez de secado[42].

Costo de la solución en el mercado

Las grillas de electrodos comercializadas por TMSi varían en precio de acuerdo a la distancia interelectrodos con la que estén diseñadas: las que tienen 4mm de distancia interelectrodos cuestan €25, y las grillas de 8,5mm de distancia se venden a €50.

El resto del equipo de adquisición de TMSi con todos sus accesorios y licencia completa del software tiene un costo de aproximadamente €25000.

Costo del diseño propio

El costo del prototipo se divide en el costo de los materiales necesarios para la construcción del hardware y el costo de la mano de obra. La lista de precios de materiales es la que se observa en la Tabla 1, la mano de obra o tiempo de trabajo es muy difícil de estimar debido a que se ha invertido en diversos aspectos durante el desarrollo del trabajo final.

Componente	Precio unitario	Cantidad	Precio total
Integrado INA 104 (aprox.)	\$ 300,0000	15	\$ 4500,00
Integrado TL074	\$ 20,0366	4	\$ 80,15
Batería	\$ 18,7490	2	\$ 37,50
Conector Batería	\$ 3,8990	2	\$ 7,80
Capacitor .1 μ F	\$ 0,6930	15	\$ 10,40
Capacitor .022 μ F	\$ 0,9587	15	\$ 14,38
Potenciómetro (Trimpot 1K Ω)	\$ 15,7130	15	\$ 235,70
Resistor	\$ 0,4125	45	\$ 18,56
Interruptor	\$ 11,0451	1	\$ 11,05
Zócalo para integrado	\$ 1,3002	19	\$ 24,70
1 m Cable mallado (16 conductores)	\$ 40,4267	2	\$ 80,85
Conector DB25 Hembra	\$ 8,0520	2	\$ 16,10
Conector DB25 Macho	\$ 7,7138	1	\$ 7,71
Placa PCB (30 cm x 30 cm)	\$ 112,5003	1	\$ 112,50
Electrodos	\$ 9,0000	17	\$ 153,00

Goma Theraband (1m)	\$ 160,0000	1	\$ 160,00
Pines macho y hembra	\$ 2,5	17	\$ 42,50
LabJack U3-HV	\$1986,2357	1	\$ 1986,24
Aislación	\$1983,6223	1	\$ 1983,62
Caja plástica	\$ 300,0000	1	\$ 300,00
Materiales utilizados para pruebas previas	\$2000,0000	1	\$ 2000,00
Mano de Obra (por hora)	\$ 113,6363	1664*	\$189090,80
Total			\$198873,56

*Tabla 1. Lista de precios de materiales utilizados. *Cantidad de horas de trabajo calculadas aproximadamente: un año de trabajo (52 semanas), por 4 días de trabajo semanales de 8 hs, $52 \times 4 \times 8 = 1664 \text{hs}$.*

Reporte de fallas en el mercado

No se han encontrado reportes de fallas en Maude de este tipo de equipos.

Capítulo 5: Validación

Validación de las especificaciones de diseño

La validación de las especificaciones de diseño se realizó a través de distintos métodos.

La sencillez en el uso, manejo y colocación de los sensores así como la sencillez en la utilización del software se evaluó a través de una encuesta de usabilidad realizada a los profesionales que trabajaron con el dispositivo. También se evaluó la usabilidad por parte de los pacientes, ambas encuestas se encuentran en el Anexo nº3: Encuestas de Usabilidad.

La robustez del dispositivo no se pudo comprobar, debido a que el ensayo requerido sería destructivo, sin embargo, se les dijo a los profesionales que lo manejen sin precauciones.

El diseño fue realizado de manera que cada canal contenga la menor cantidad de hardware posible, esta especificación no puede validarse, simplemente se afirma que se tuvo en cuenta en esta etapa. Lo que sí pudo verificarse fueron las características de funcionamiento de manera de asegurar el máximo aprovechamiento de los recursos disponibles. Es decir, se determinaron especificaciones de diseño:

- Ganancia de hardware adecuada para que la señal ocupe el rango completo del DAQ con un rango de entrada de $5\mu\text{V}$ a $500\mu\text{V}$.
- SNR máxima posible.
- Ancho de banda y tasa de muestreo adecuados a las características de la señal.

Luego del diseño del prototipo de un canal según el esquemático de la Figura 6, sin el circuito de realimentación de pierna derecha, se probó el hardware de adquisición utilizando un generador de señales y el sistema Biopac®[43] para comprobar la ganancia calculada en el rango de frecuencia útil. En el generador de señales se configuró una salida senoidal de $0,11\text{V}$ y se ingresó al sistema con un divisor resistivo que divide la señal 100 veces, lo que da una entrada de $1,1\text{mV}$. La Figura 23 muestra los elementos utilizados para esta verificación. Además, se comprobó su funcionamiento completo, adicionando el DRLC y el brazaletes, sensando señal muscular real del biceps, el registro se realizó con el sistema Biopac®[43]. En la Figura 24 se observa a una voluntaria a la que se le realizó una medición.

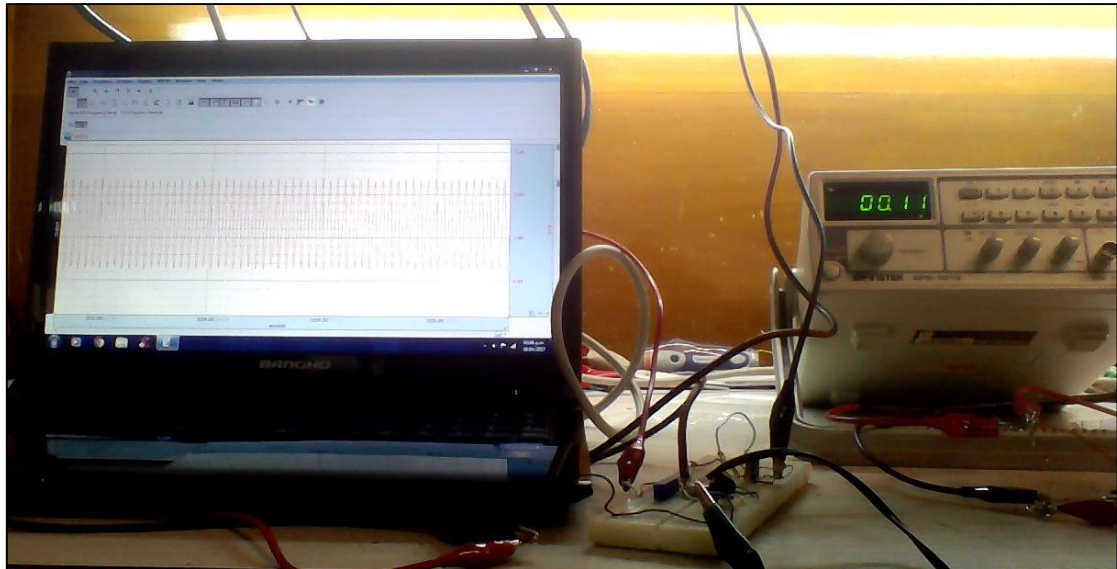


Figura 23. Verificación del Hardware con un generador de funciones.

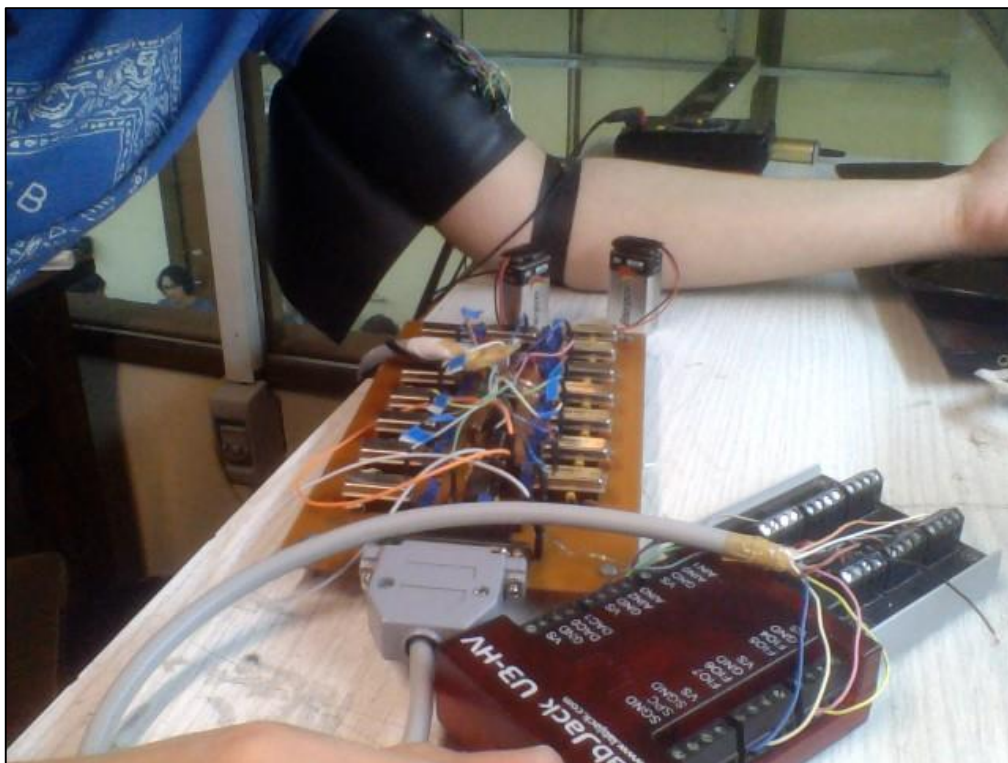


Figura 24. Verificación del hardware completo.

La evaluación del costo computacional o complejidad ciclomática del software se puede medir registrando el tiempo que tarda en ejecutarse el código o determinando el número de caminos lógicos independientes que tiene un programa. La medida del tiempo de ejecución es dependiente de la computadora utilizada por lo que puede otorgar una medida comparativa pero no absoluta del costo computacional y establecer el número de caminos lógicos no es sencillo debido al largo del código. Por lo tanto, se midió el tiempo de ejecución entre el inicio del registro de un stream y el siguiente, pero el parámetro debe ser considerado relativo a la computadora utilizada, marca ASUS y procesador Intel, Core I5.

Validación de la ubicación del Punto Motor

La validación de la ubicación confiable del punto motor en un determinado músculo no puede realizarse debido a que se requiere una muestra de un gran número de voluntarios y no es el objetivo de este trabajo final, tal como se mencionó con anterioridad. Sin embargo, es importante al menos realizar un sondeo para plantear mejoras para el prototipo.

El sondeo se realizó con cinco voluntarios sanos sin patología diagnosticada y tres pacientes con una patología neurológica (hemiparesia izquierda y derecha, y lesión medular incompleta).

Las mediciones se realizaron en bíceps y tríceps de los voluntarios con su previo consentimiento informado y autorización de divulgación de imágenes y videos para propósitos científicos (material que se encuentra en el Anexo n^o4: Consentimiento informado). Las pautas generales que se tuvieron en cuenta son las siguientes:

- Cada individuo evaluado se sentó en silla con el brazo a estudiar apoyado en una mesa.
- Se registraron el perímetro del antebrazo, actividad física y/o terapéutica semanal (en horas por día y veces por semana), tipo de actividad, peso, talla y sexo.
- Se realizó una valoración del bíceps y del tríceps en ambos miembros superiores del individuo.
- Se filmó la sesión con cada individuo.

La valoración de bíceps y tríceps de cada individuo, consistió en tres actividades para el o los miembros superiores afectados en caso de personas con patología y para ambos miembros superiores en caso de personas sin patología. Se tomó registro de sEMG en primer lugar de bíceps y luego de tríceps.

La ubicación del brazalete para cada registro se consensuó con la kinesióloga con la que se realizaron las pruebas. En las Figura 25 A y B se observa la ubicación del brazalete en una voluntaria sana para el registro de la actividad de bíceps y tríceps respectivamente. En ambos registros se colocó el brazalete, de manera tal, que la columna central de electrodos coincidió con la línea que une el hombro con la articulación del codo y la fila central de electrodos se posicionó en el punto medio de ésta, para bíceps el brazalete se colocó sobre la cara anterior del brazo y para tríceps en la cara posterior. En la Figura 25 C se observa la ubicación de la pulsera que contiene los electrodos de referencia, sobre tejidos no conductivos, es decir sobre tendón y una saliente ósea.

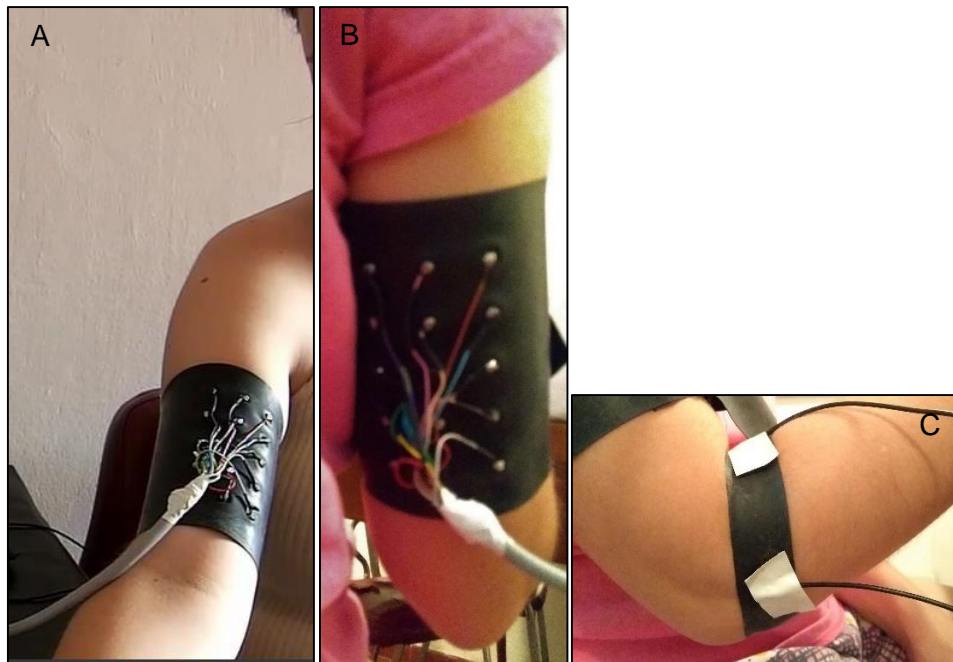


Figura 25. Posición del brazalete para registro de actividad eléctrica de bíceps (A) y tríceps (B) y posición de la pulsera de referencia para cualquiera de los dos registros en brazo (C).

La secuencia de actividades realizadas para cada registro fue:

1. El individuo no realizó acción alguna y se sensó su tono de base.
2. Luego, sostuvo una botella de agua de 500 ml por 30 segundos, apoyando su muñeca en la mesa y dejando libre su mano para sostener la botella.
3. Finalmente realizó un movimiento de flexión del miembro superior, acercando la botella de agua desde la mesa hasta su cara y luego extendiendo el brazo hasta llevar la botella a la mesa nuevamente.

Capítulo 6: Resultados

Resultados de la verificación del hardware

El prototipo ha sido diseñado e implementado para la medición monopolar de sEMG, y se ha obtenido una señal de buena calidad para ser digitalizada luego de la implementación del circuito de realimentación de pierna derecha.

Tal como se mencionó anteriormente se realizó la verificación del funcionamiento del hardware con un generador de funciones, de acuerdo a la Figura 23 y del hardware completo de acuerdo a la Figura 24. En la Figura 26 y la Figura 27 se observan las salidas obtenidas en el software Acqknowledge del sistema Biopac® para las configuraciones respectivas.

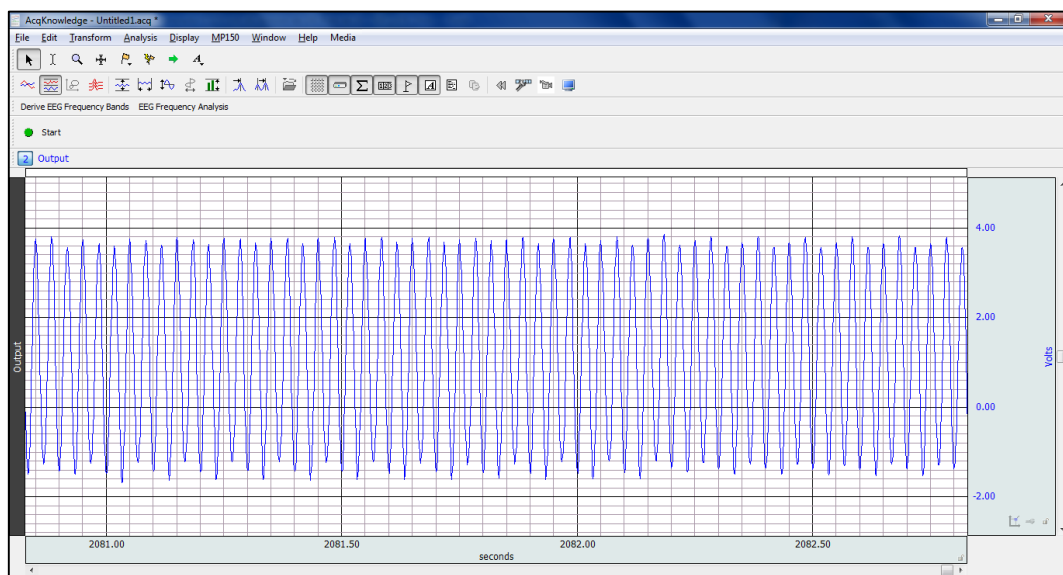


Figura 26. Medición a la salida del sistema con una entrada senoidal de 1,1mV.

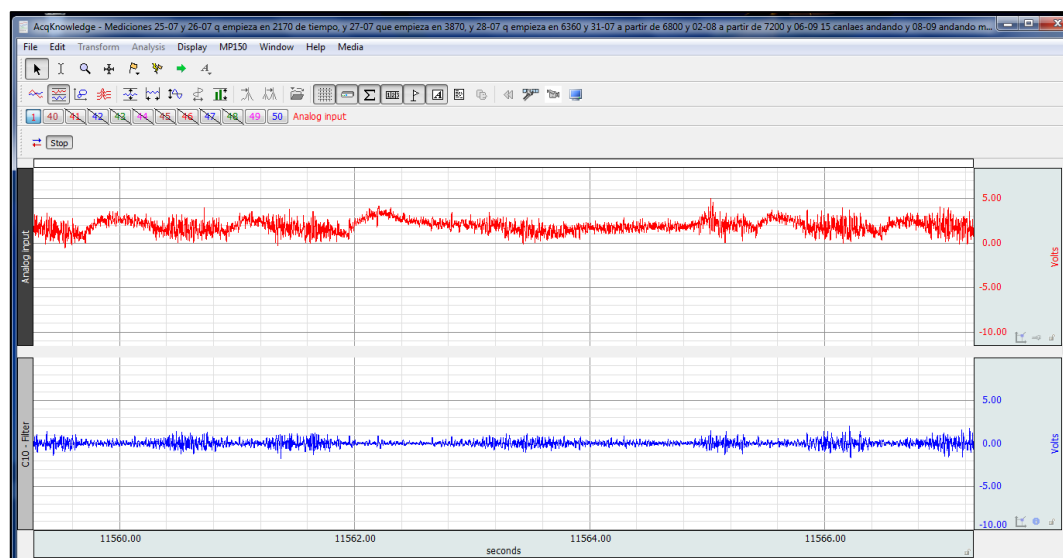


Figura 27. Superior: Medición a la salida del sistema sensando sEMG de un canal. Inferior: La misma salida filtrada de manera digital por el software Acqknowledge del sistema Biopac®, con filtro notch, y pasabanda, similares a los diseñados en el software propio.

Características de la señal obtenida

Las características generales del sistema son las siguientes:

- Ganancia total: 2680 veces (68,56dB)
- SNR: 7,4 (calculada respecto a la interferencia de línea estimada, con la función “snr” de Matlab®)
- Ancho de banda: 20Hz a 500Hz
- Tasa de muestreo por canal: 2500 Hz
- Tasa de muestreo total: 37,5 KHz
- Consumo de corriente medido: 130mA (medida con el prototipo conectado a una fuente de alimentación)
- Costo computacional: tiempo entre inicio de un stream e inicio del siguiente 0,7s (medido a través de la función “tic toc” de Matlab®)
- Autonomía: 4,3hs.

Este último valor se calculó sabiendo que la capacidad de las baterías de 9 V utilizadas (baterías IEC 6F22) es de 400 mAh, por lo tanto la vida útil de las baterías alimentando al prototipo fabricado será de:

$$\text{Vida útil de ambas baterías} = \frac{400mAh}{130mAh} * 0,7 = 4,3hs$$

El factor 0,7 se incluye para tomar en cuenta factores externos que pueden afectar la vida útil de las baterías.

Pruebas en pacientes

Pacientes con patologías

A continuación se presentan los registros obtenidos de cada uno de los pacientes con patología y los datos recabados de acuerdo al protocolo establecido.

Paciente 1:

Sexo: Masculino

Edad: 45 años

Peso: 78 Kg

Perímetro de brazo: 31 cm

Patología: Hemiparesia izquierda

Terapia: 1 o 2 veces por semana, 1 hs por sesión.

Actividad física:

- Natación 2 veces por semana, 1 h por clase.
- Caminata de 4 a 5 km por semana

Registros obtenidos previos a la terapia kinésica

En este paciente se han podido registrar los tres puntos de la secuencia del protocolo en bíceps izquierdo y dos en tríceps izquierdo. Es decir, se han hecho registros de la actividad eléctrica de bíceps: sin realizar actividad (Figura 28), sosteniendo una botella por 30 segundos (Figura 29) y llevando la botella hacia la cara (Figura 30); y se han hecho dos registros de la actividad eléctrica de tríceps: sosteniendo una botella por 30 segundos (Figura 31) y llevando la botella desde la cara hacia la mesa (Figura 32). No se ha realizado registro de tríceps sin movimiento porque se consideró que en este paciente estaría contaminada la señal por la actividad reciente realizada para registrar bíceps.

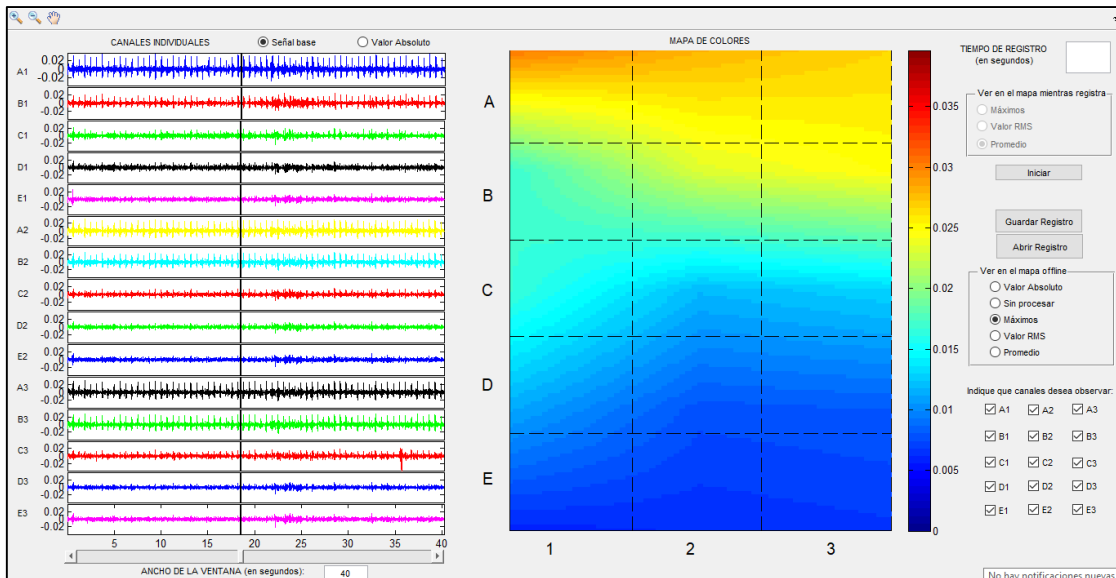


Figura 28. Registro de bíceps sin actividad previo a terapia. Máximo de escala relativa de señal 0,02.

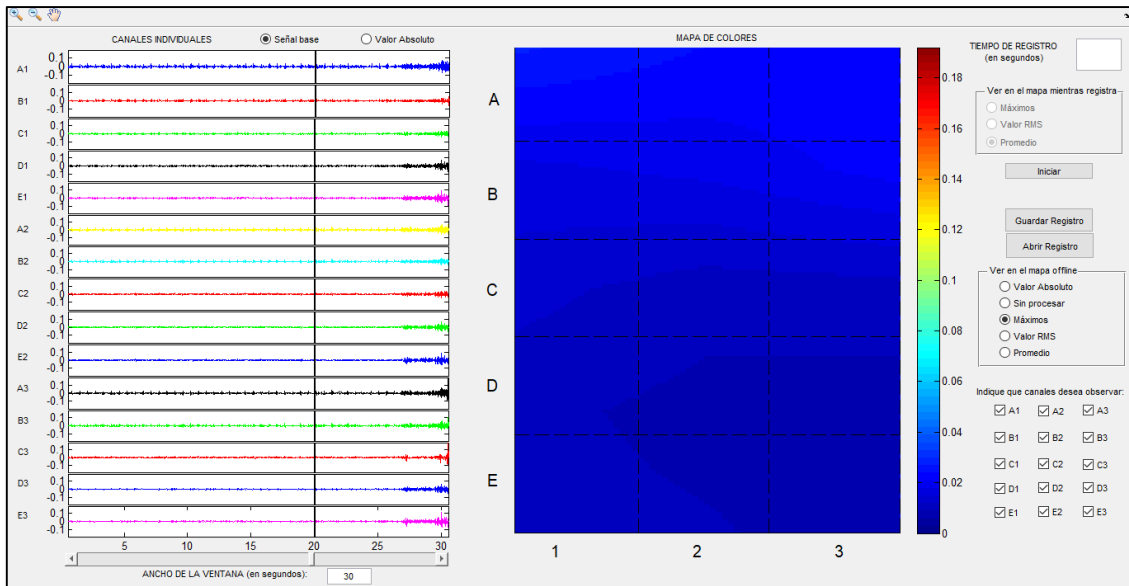


Figura 29. Registro de bíceps izquierdo, paciente 1 sosteniendo una botella, previo a terapia. Máximo relativo de escala de señal 1.

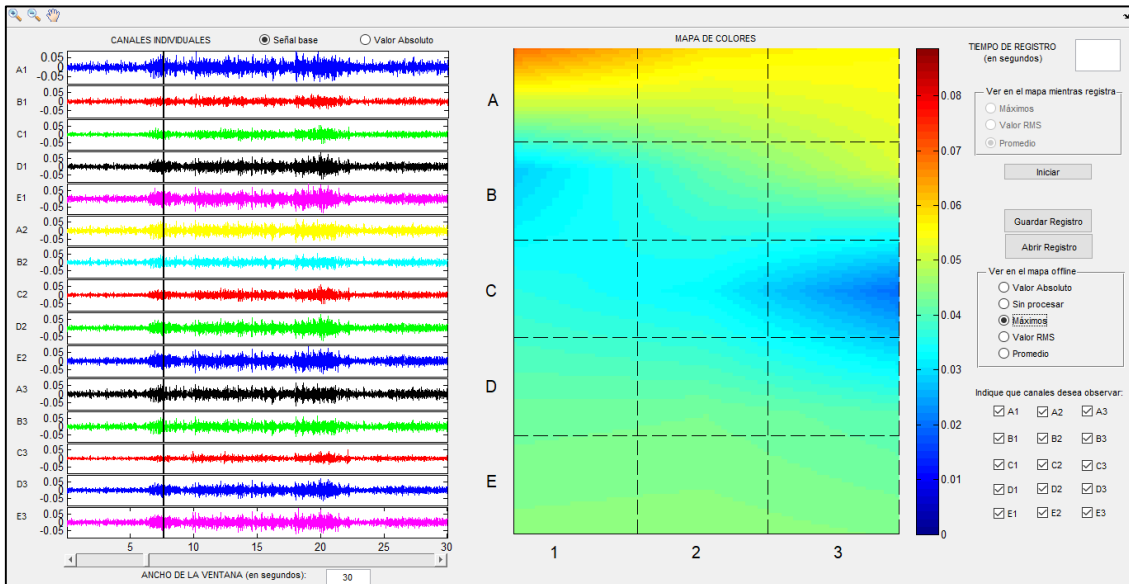


Figura 30. Registro de bíceps paciente 1 realizando un movimiento con botella en la mano, previo a terapia. Máximo en escala 0,05.

En los registros de bíceps del paciente 1 se observa una mayor actividad eléctrica en la parte proximal del músculo en todos los registros. Asimismo, se muestra en las figuras mayor actividad eléctrica cuando se desarrolla una actividad, teniendo en cuenta que las escalas de visualización son distintas. Realizando una comparación con el video del estudio se observa mayor actividad eléctrica cuando se realiza flexión del brazo. Cabe destacar también, que al finalizar el registro de “Sostener botella” se le pidió al paciente que flexione levemente el brazo por lo que se observa el aumento de señal al final del registro.

Utilizando estos registros no se ha podido determinar un punto motor específico, tal como se observa en los mapas de colores no hay un máximo puntual.

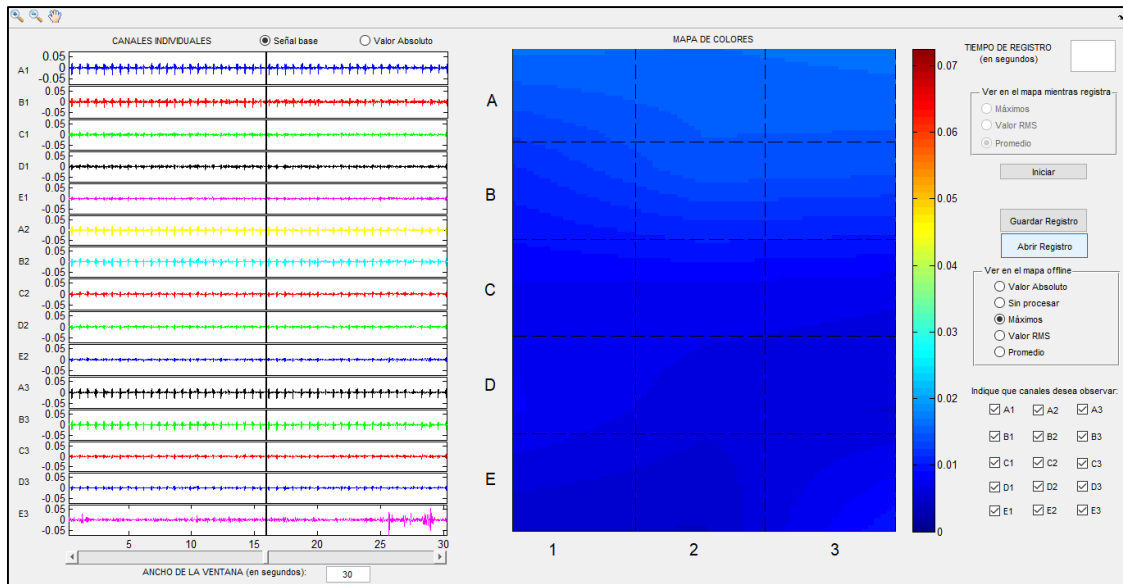


Figura 31. Registro de tríceps paciente 1 sosteniendo una botella, previo a terapia. Máximo de escala relativa 0,05.

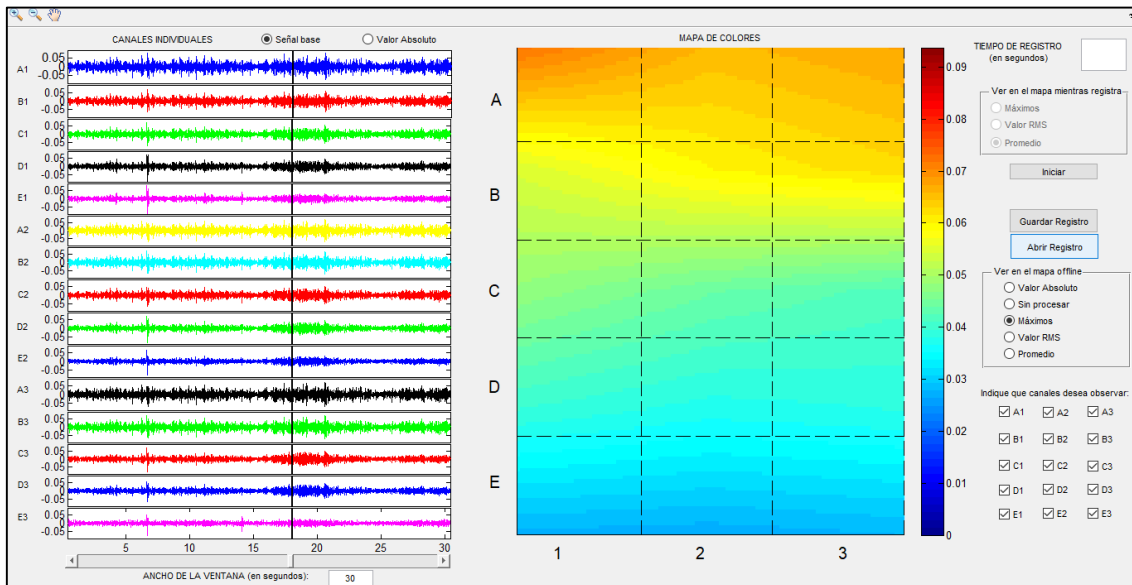


Figura 32. Registro de tríceps paciente 1 en movimiento, previo a terapia. Máximo de escala relativa 0,05.

En los registros de tríceps también se observa una mayor actividad eléctrica en la parte proximal de este músculo y en el momento en el que el paciente realiza la extensión de miembro superior. Al igual que en los registros de bíceps no se encontró un mapa de colores, a lo largo del registro, donde se visualice un máximo puntual correspondiente al punto motor.

Registros obtenidos luego de la terapia kinésica

En esta instancia se realizaron registros en situaciones similares a las anteriores, se sumó el registro de tríceps sin realizar actividad. A continuación, se observan la Figura 33 del registro de bíceps sin realizar actividad, la Figura 34 del registro de bíceps sosteniendo una botella, la Figura 35 del registro de

bíceps realizando un movimiento, y la Figura 36, Figura 37 y Figura 38 de los registros de tríceps respectivos.

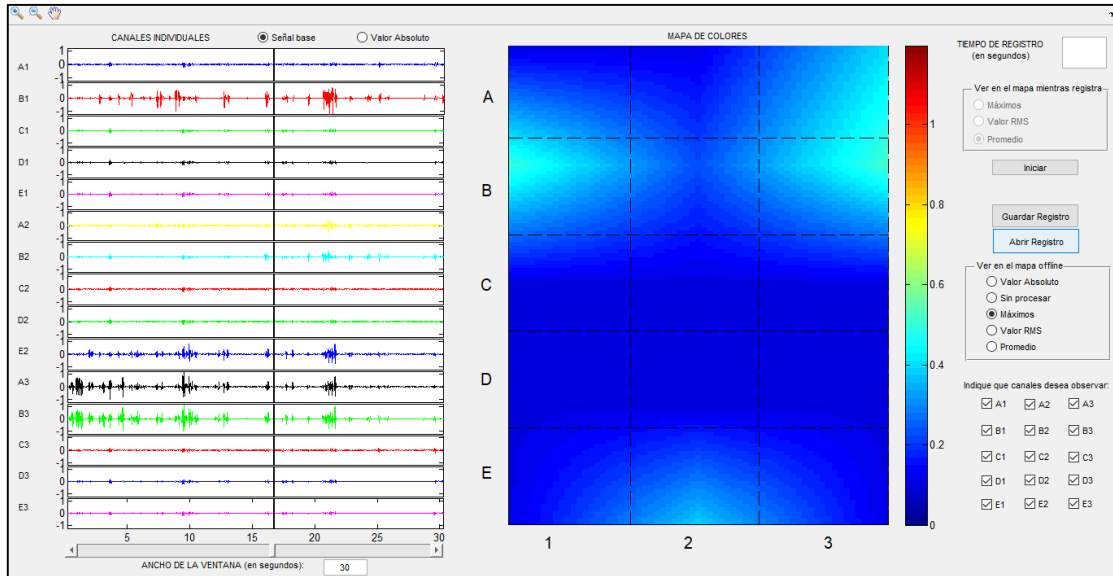


Figura 33. Registro de bíceps paciente 1 sin actividad, luego de sesión de terapia kinésica. Máximo de escala relativa 1.

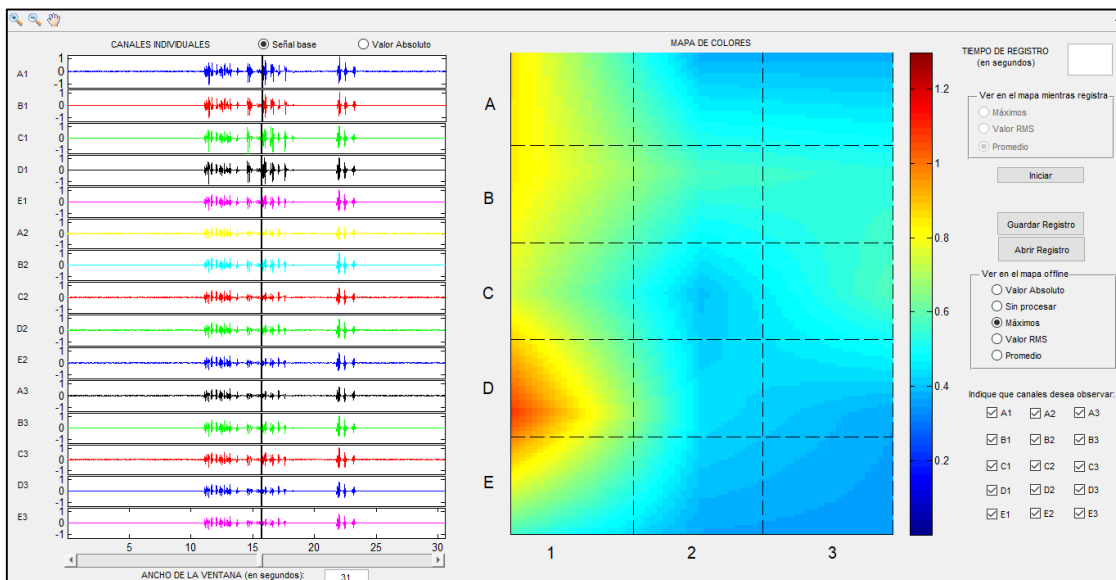


Figura 34. Registro de bíceps paciente 1 sosteniendo una botella, luego de terapia kinésica. Máximo de escala relativa: 1.

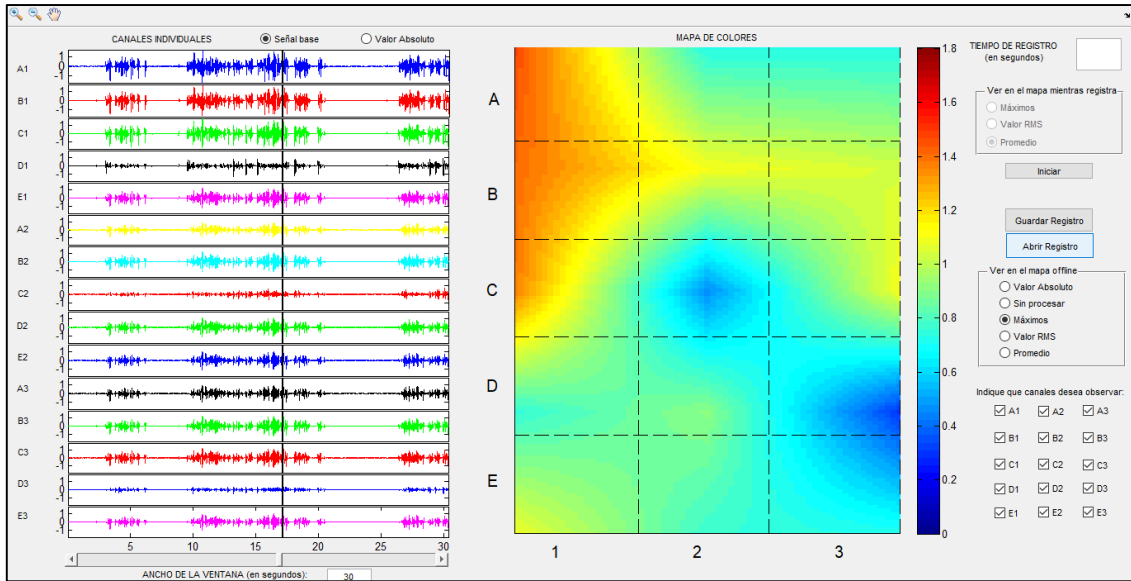


Figura 35. Registro de bíceps paciente 1 moviendo una botella, luego de terapia kinésica. Máximo escala relativa: 1.

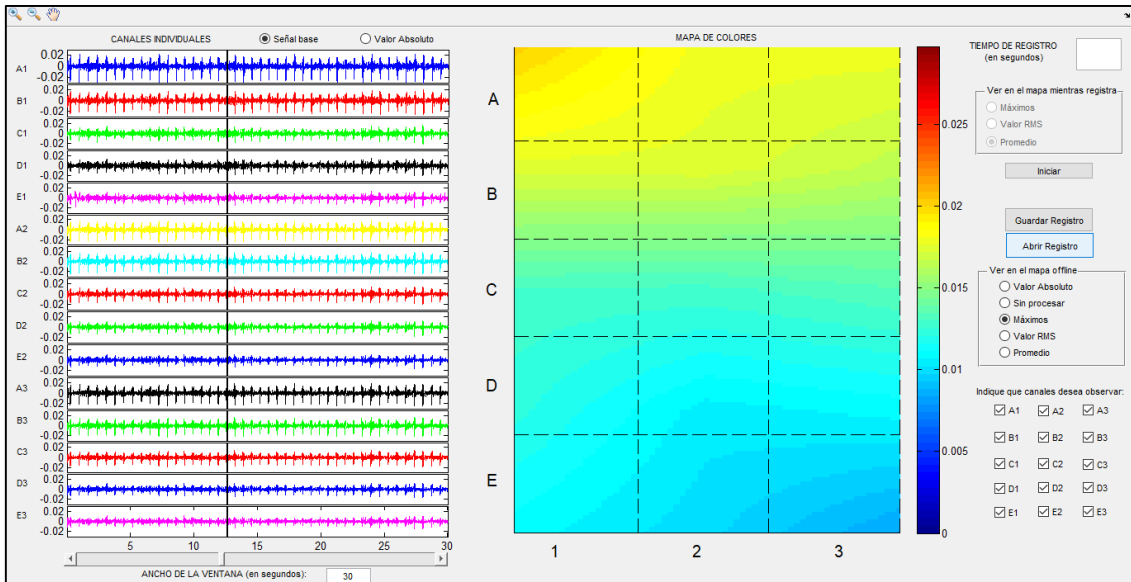


Figura 36. Registro de tríceps paciente 1 sin realizar actividad, luego de terapia kinésica. Máximo en escala relativa 0,02.

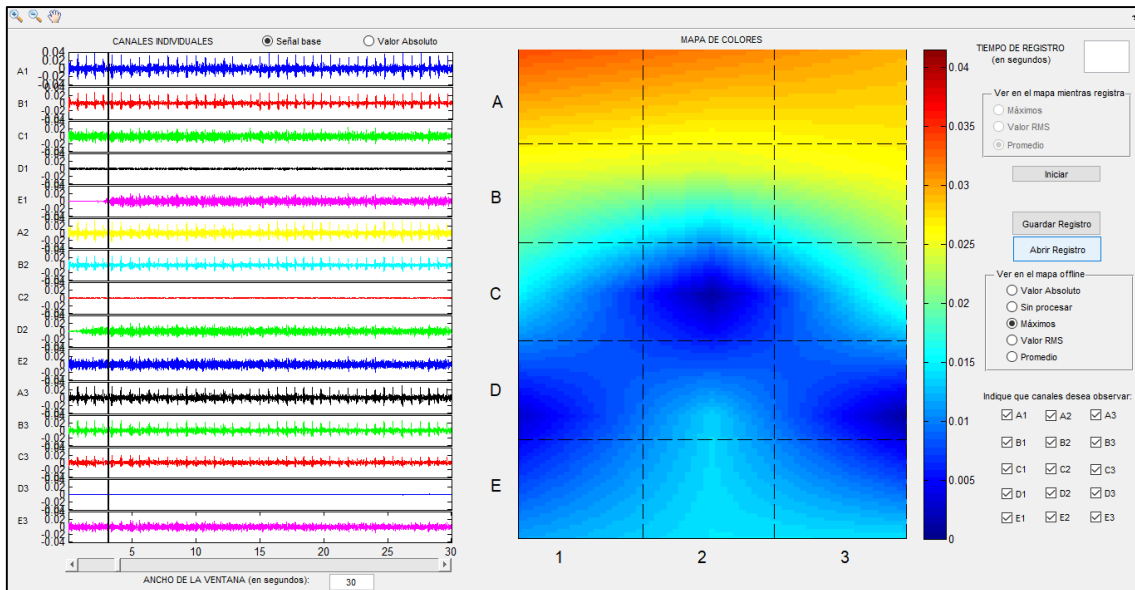


Figura 37. Registro de tríceps paciente 1 sosteniendo una botella, luego de terapia kinésica. Máximo en escala relativa 0,04.

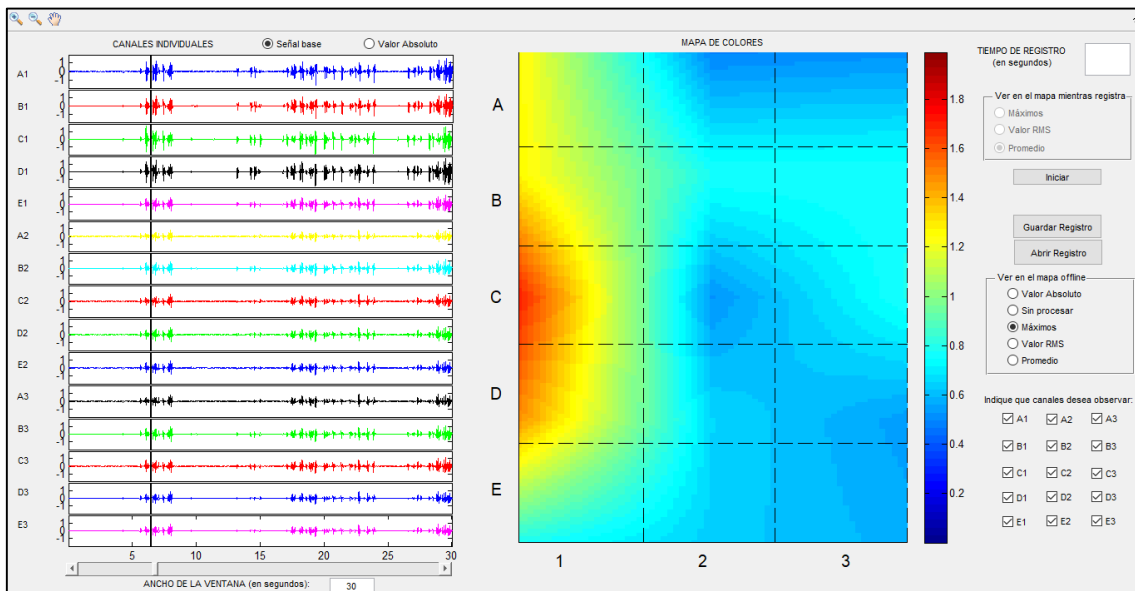


Figura 38. Registro de tríceps paciente 1 realizando movimiento, luego de sesión de terapia kinésica. Máximo escala relativa: 1.

En los registros tanto de bíceps como de tríceps, luego de la sesión de terapia, se observa aumento de la actividad eléctrica general y mayor homogeneidad en el registro (comparar mapas de colores). Asimismo se observan mínimos puntuales de la señal que podrían corresponderse con los puntos motores (como se verá en los voluntarios sanos) sin embargo, lo papers consultados no hablan de mínimos si no de máximos de señal para la determinación de estos puntos, como se comentó anteriormente.

Paciente 2:

Sexo: Masculino

Edad: 31 años

Peso: 63 Kg

Perímetro de brazo: 25 cm

Terapia: 3 veces por semana, 1 hs por sesión.

Actividad física: No realiza

Patología: Lesión medular incompleta

Registros obtenidos previos a la terapia kinésica

Los registros que se tomaron fueron de tríceps y bíceps de ambos brazos. Sin embargo, en esta sección solo se mostrarán dos registros de bíceps derecho (Figura 39 y Figura 40) ya que luego de la terapia se pudieron realizar solo estos nuevos registros, de manera que los demás no se pueden comparar. En el Anexo nº5: Registros Adicionales se pueden encontrar los demás registros obtenidos.

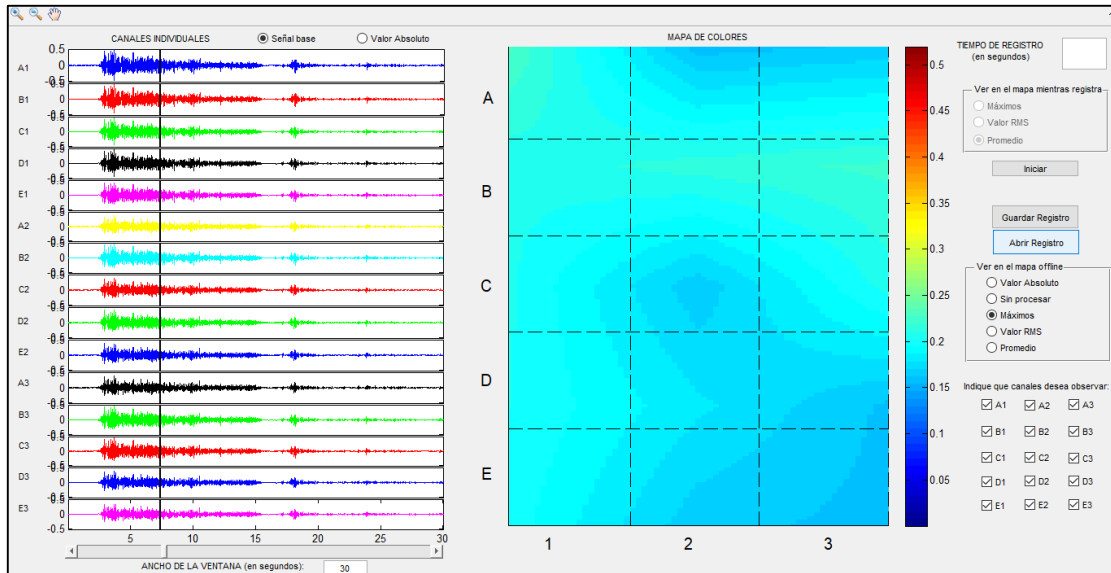


Figura 39. Registro de bíceps derecho paciente 2 sosteniendo una botella, antes de realizar terapia. Máximo en escala relativa 0,5.

Los registros del bíceps derecho del paciente 2 anteriores a la terapia kinésica muestran mayor actividad en la segunda fila proximal de electrodos. Este paciente sostuvo la botella de manera activa con el codo apoyado pero sin la muñeca libre si no sosteniendo la botella a un centímetro de la mesa. Asimismo, se observa mayor actividad en el momento en el que el paciente flexionaba el brazo.

Los mapas de colores muestran mínimos en el centro de la plantilla, y una distribución aproximadamente homogénea de la actividad eléctrica en el resto del músculo.

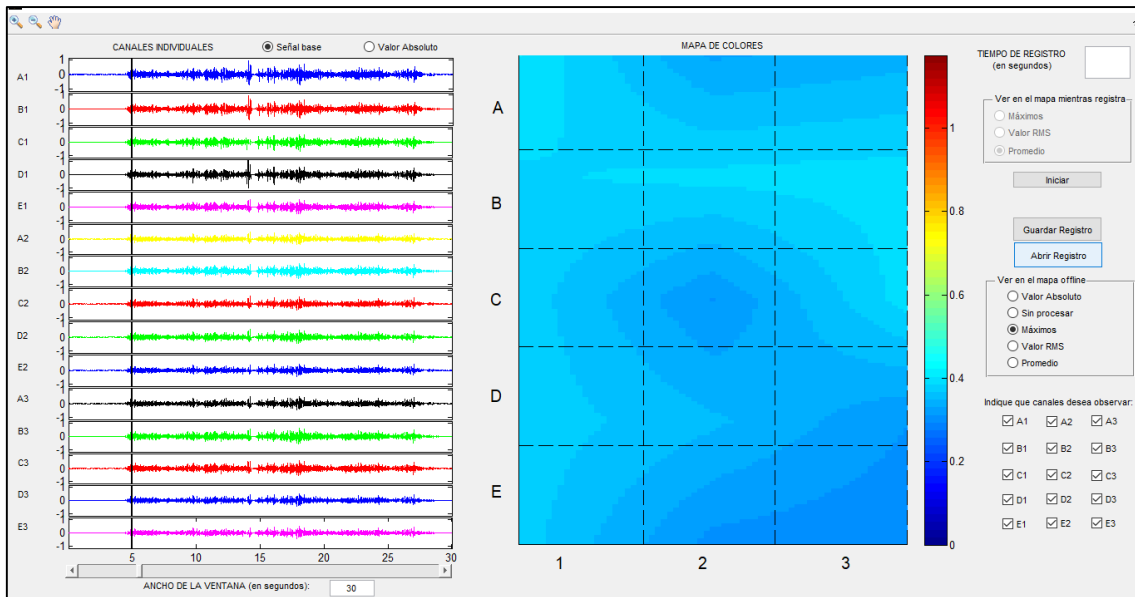


Figura 40. Registro de bíceps derecho paciente 2 en movimiento, antes de realizar terapia. Máximo en escala relativa 1.

Registros obtenidos luego de la terapia kinésica

Tal como se mencionó anteriormente, los registros realizados fueron de bíceps sosteniendo una botella y ejecutando un movimiento, Figura 41 y Figura 42, respectivamente.

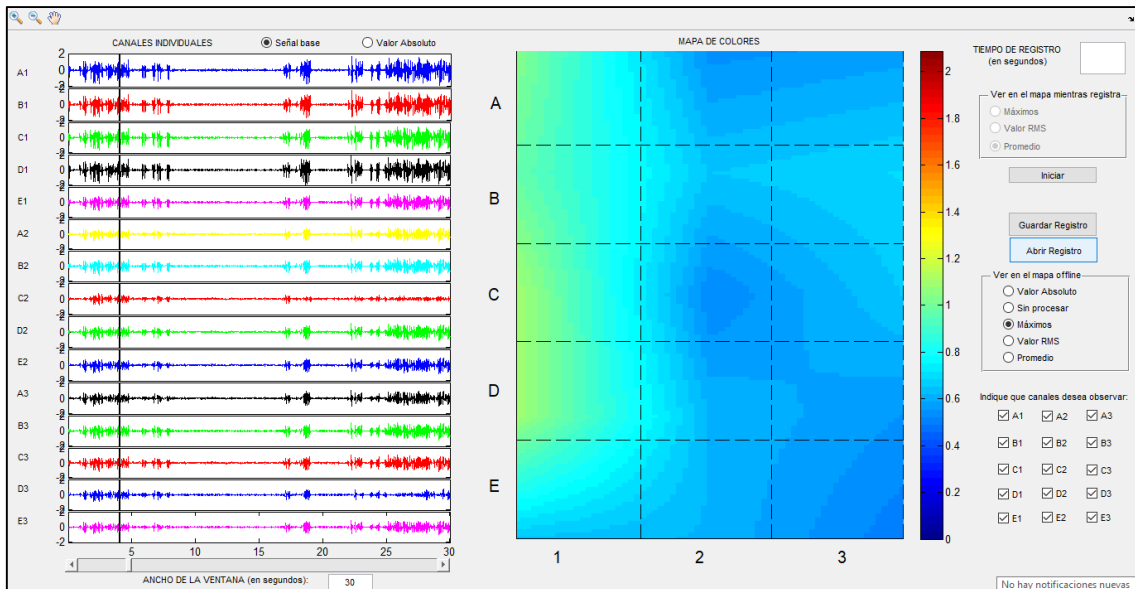


Figura 41. Registro de bíceps derecho paciente 2 sosteniendo una botella, luego de realizar terapia. Máximo en escala relativa: 2.

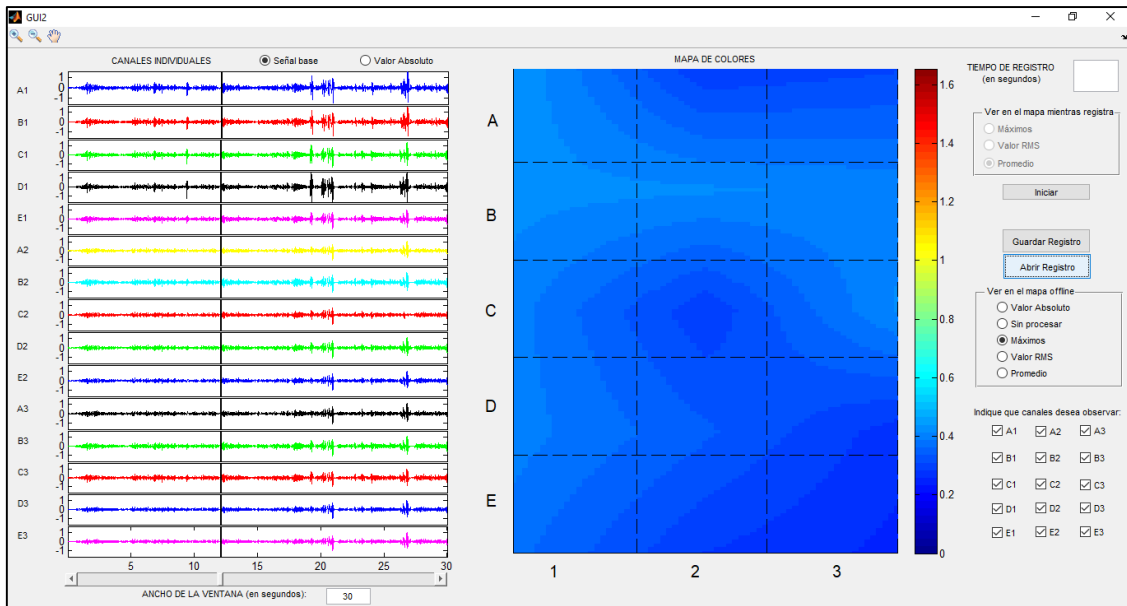


Figura 42. Registro de bíceps derecho paciente 2 realizando un movimiento, luego de terapia. Máximo en escala relativa: 1.

Los registros luego de la terapia kinésica muestran aumento de la actividad eléctrica (teniendo en cuenta que la escala es distinta) y al sostener la botella aumenta la actividad en la columna de electrodos externa. Vuelven a verse los mínimos de señal en el centro del brazalete.

Paciente 3:

Edad: 66 años

Peso: 86 Kg

Perímetro del brazo: 32cm

Terapia: 5 veces por semana, 1 hs por sesión.

Actividad física: No realiza

Patología: Hemiparesia derecha, presenta espasticidad

Registros obtenidos previos a la terapia kinésica

Los registros obtenidos de este paciente fueron los de bíceps derecho, en las tres instancias del protocolo. La Figura 43, Figura 44 y Figura 45 muestran la actividad eléctrica antes de realizar terapia kinésica.

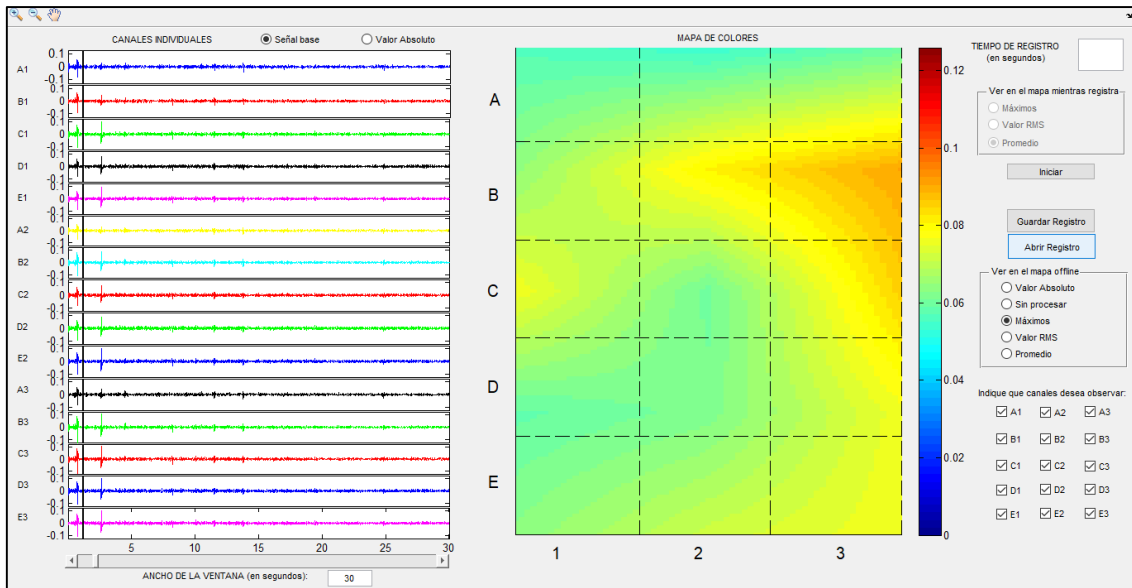


Figura 43. Registro de bíceps derecho de paciente 3, sin realizar actividad, previo a la terapia kinésica. Máximo en escala relativa 0,1.

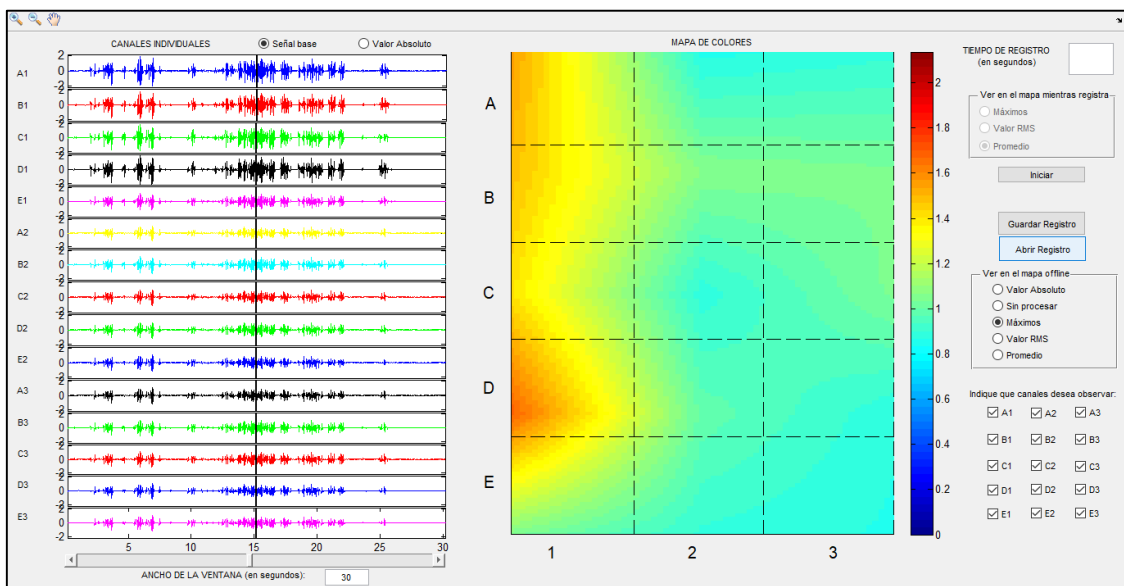


Figura 44. Registro de bíceps derecho de paciente 3, sosteniendo una botella, previo a la terapia kinésica. Máximo en escala relativa 2.

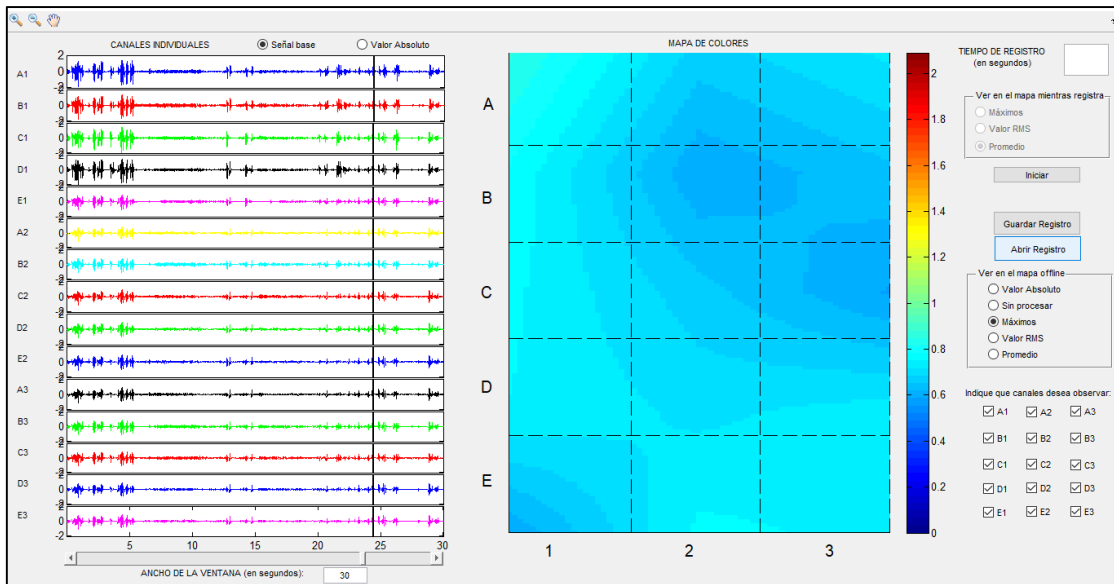


Figura 45. Registro de bíceps derecho de paciente 3, realizando un movimiento, previo a la terapia kinésica. Máximo en escala relativa: 2.

En comparación con los registros de los pacientes anteriores y voluntarios sanos, se observa mayor actividad eléctrica (observar la escala relativa) incluso, sin realizar actividad alguna. Esto puede deberse a la espasticidad del paciente. Asimismo, se observa, en el mismo paciente aumento de la actividad eléctrica al realizar una actividad, mayormente en la columna externa de electrodos como se muestra en la Figura 44.

Por otro lado, no es posible identificar un único pico de señal que indique de alguna manera el punto motor

Registros obtenidos luego de la terapia kinésica

Se realizaron los mismos registros que en el punto anterior (Figura 46, Figura 47 y Figura 48).

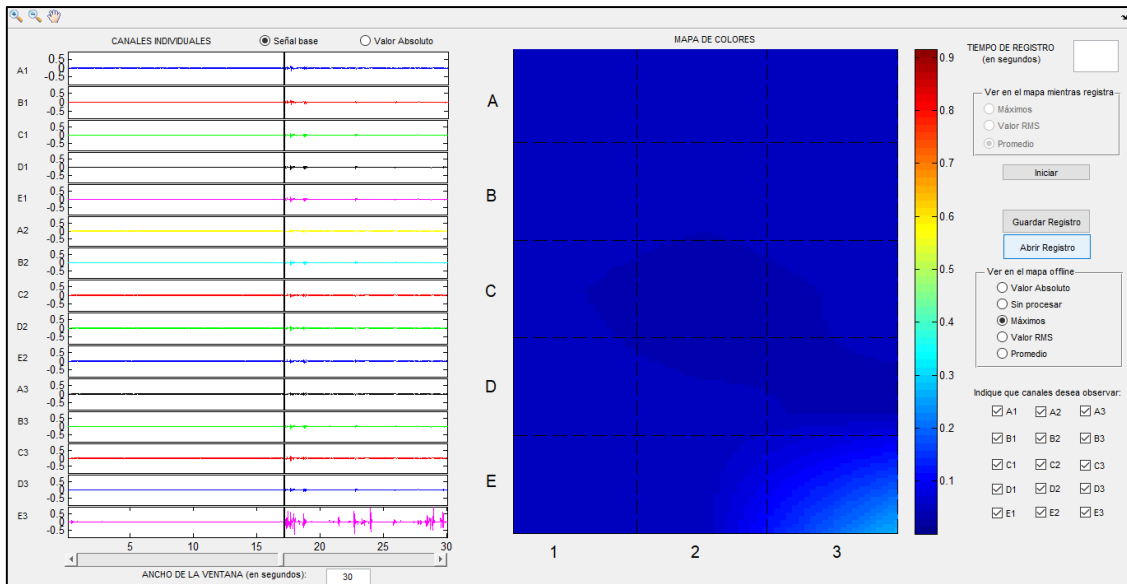


Figura 46. Registro de bíceps derecho de paciente 3, sin realizar actividad, posterior a la terapia kinésica. Máximo de escala relativa 0,5.

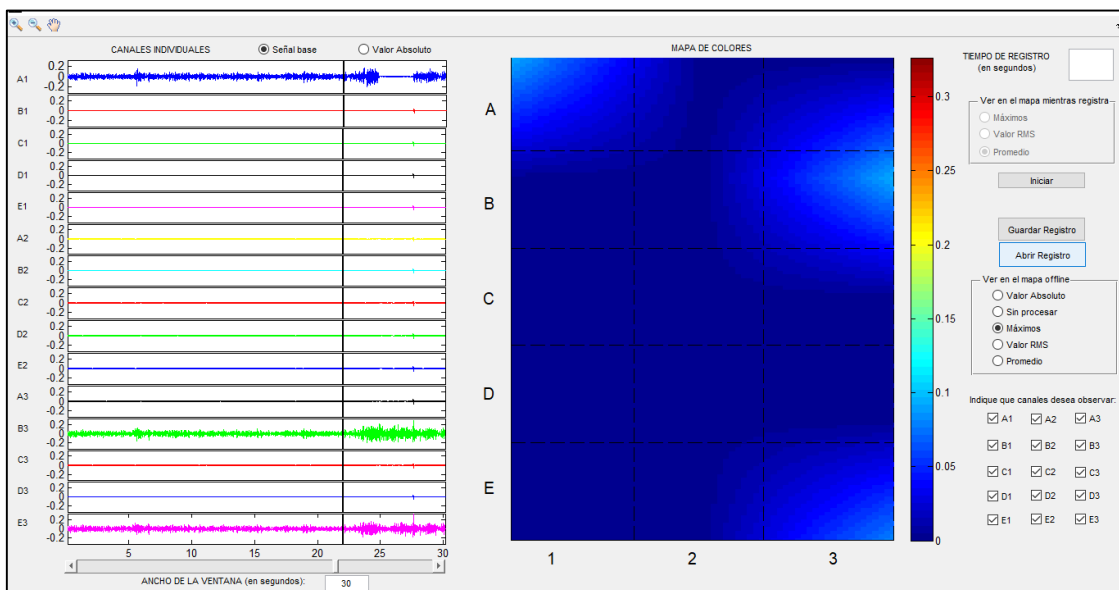


Figura 47. Registro de bíceps derecho de paciente 3, sosteniendo una botella, posterior a la terapia kinésica. Máximo de escala relativa: 2.

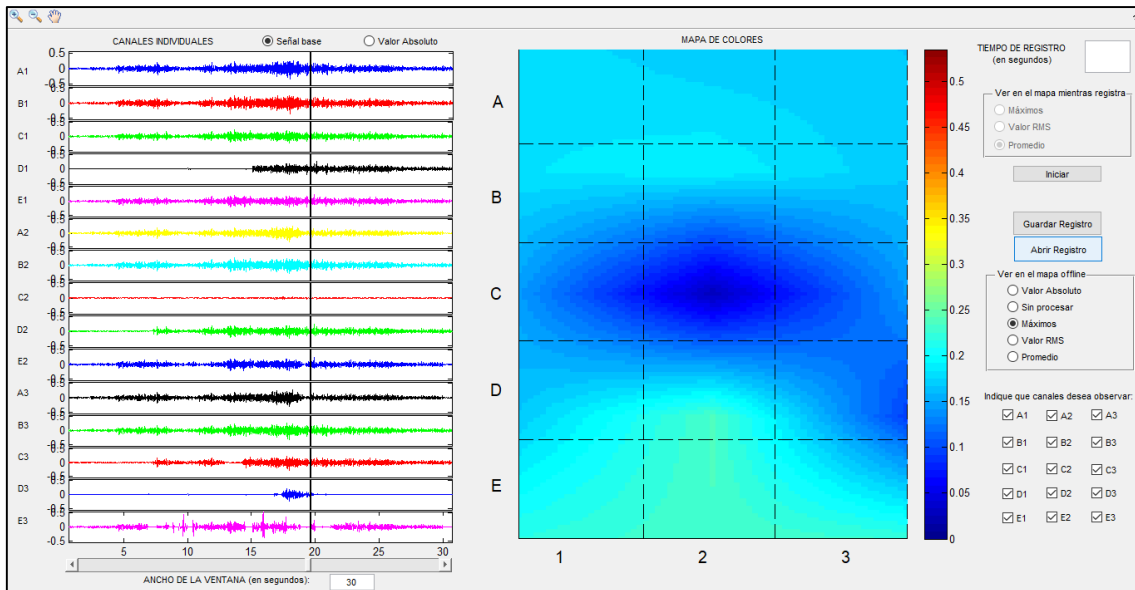


Figura 48. Registro de bíceps derecho de paciente 3, realizando un movimiento, posterior a la terapia kinésica. Máximo de escala relativa 2.

Los registros del paciente 3 luego de la terapia kinésica muestran claras diferencias respecto a los realizados antes de terapia. Por un lado, hay una disminución de la actividad eléctrica y por otro hay mayor homogeneidad en el registro e incluso se puede observar un mínimo en el centro del mismo, que como se mencionó anteriormente en los otros pacientes, podría corresponder al punto motor.

Voluntarios sin patología

Los cinco voluntarios sanos fueron sometidos al mismo protocolo que los pacientes con algún tipo de patología, con la diferencia que se realizó el registro de bíceps y tríceps de brazo izquierdo, en una sola instancia.

Las características de los voluntarios se resumen en la Tabla 2.

Nº Voluntario	Sexo	Edad	Peso	Perímetro del brazo	Actividad física semanal
1	Femenino	28 años	63,5Kg	24cm	2 veces por semana natación, 1,5hs 2 veces por semana stretching, 1hs
2	Masculino	46 años	73Kg	25,5cm	1 vez por semana yoga, 1,5hs
3	Femenino	24 años	58Kg	24cm	2 veces por semana aparatos, 1hs o 1,5hs
4	Femenino	24 años	55Kg	24,5cm	2 veces por semana aparatos, 1hs 1 vez por semana running
5	Masculino	24 años	72Kg	28cm	Ninguna

Tabla 2. Datos de voluntarios.

A continuación se muestran los registros de cada uno de los voluntarios por cada movimiento y registro de bíceps de su brazo izquierdo, los registros de tríceps de algunos de ellos se adjuntan en el Anexo nº5: **Registros Adicionales**. La Figura 49, Figura 50, Figura 51, Figura 52 y Figura 53 muestran los registros de bíceps sin realizar actividad, en la Figura 54, Figura 55, Figura 56, Figura 57 y Figura 58 se observan los registros de bíceps sosteniendo un elemento de 645g, y en la Figura 59, Figura 60, Figura 61, Figura 62 y Figura 63 se exponen los registros de bíceps realizando el movimiento indicado.

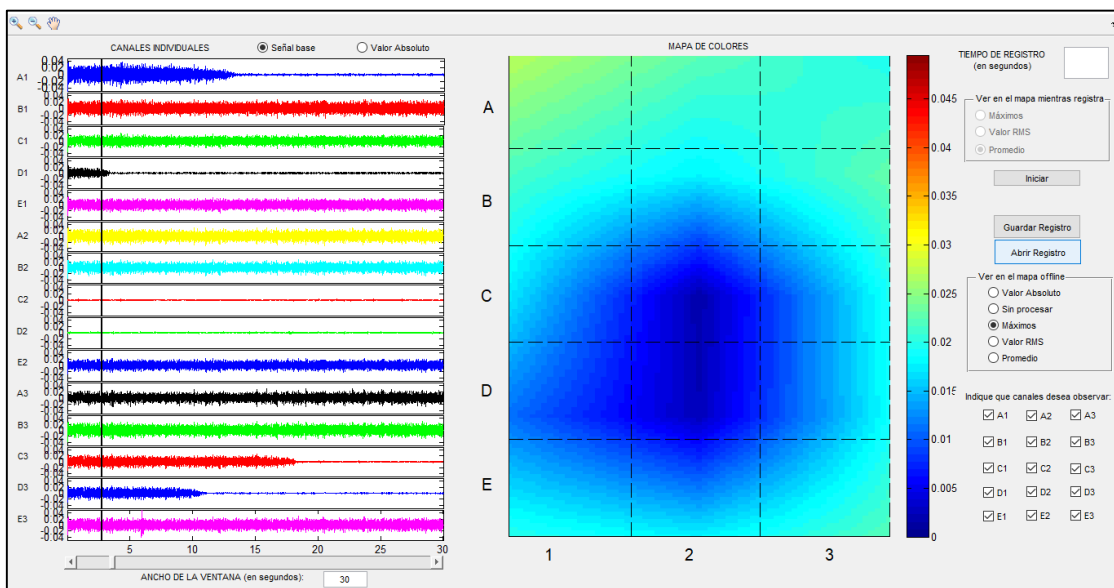


Figura 49. Registro de bíceps sin realizar actividad, Voluntario 1. Máximo de escala relativa: 0,04.

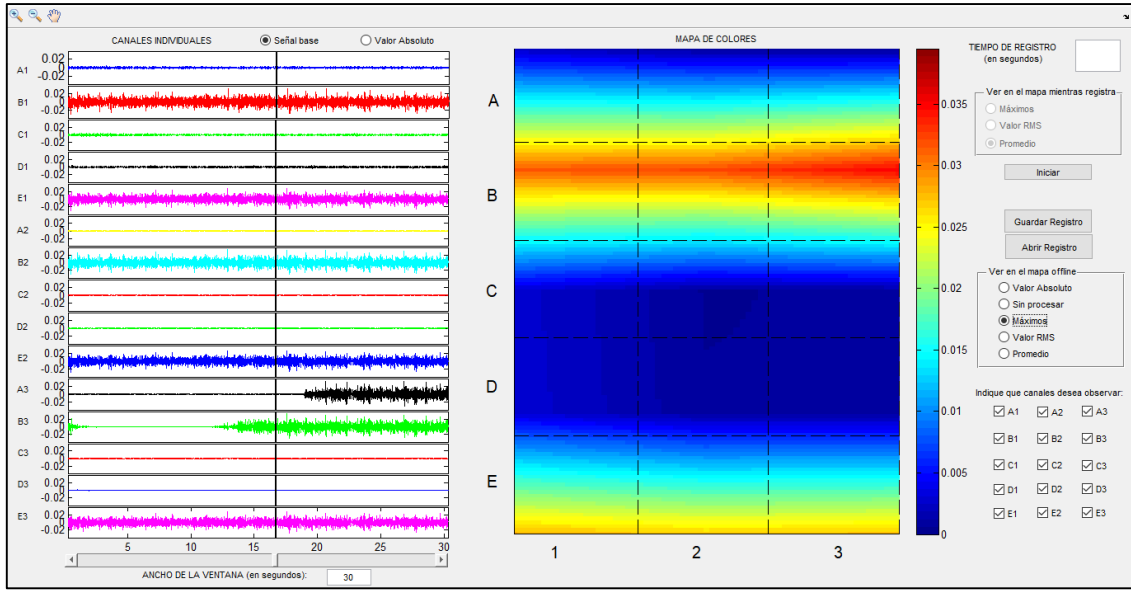


Figura 50. Registro de bíceps sin realizar actividad, Voluntario 2. Máximo de escala relativa: 0,02.

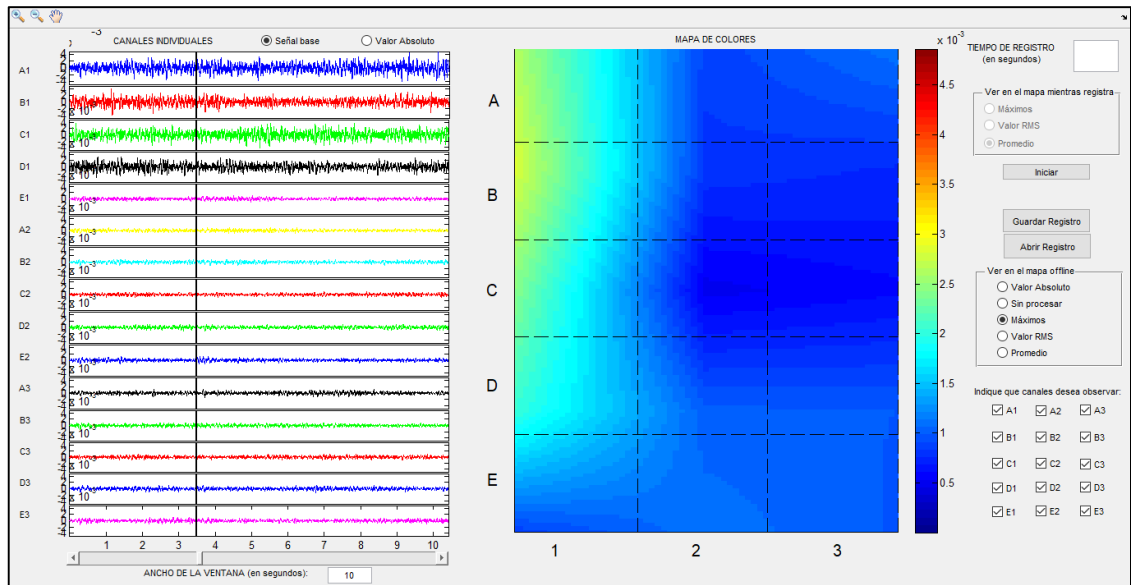


Figura 51. Registro bíceps sin realizar actividad, Voluntario 3. Máximo de escala relativa 0,004.

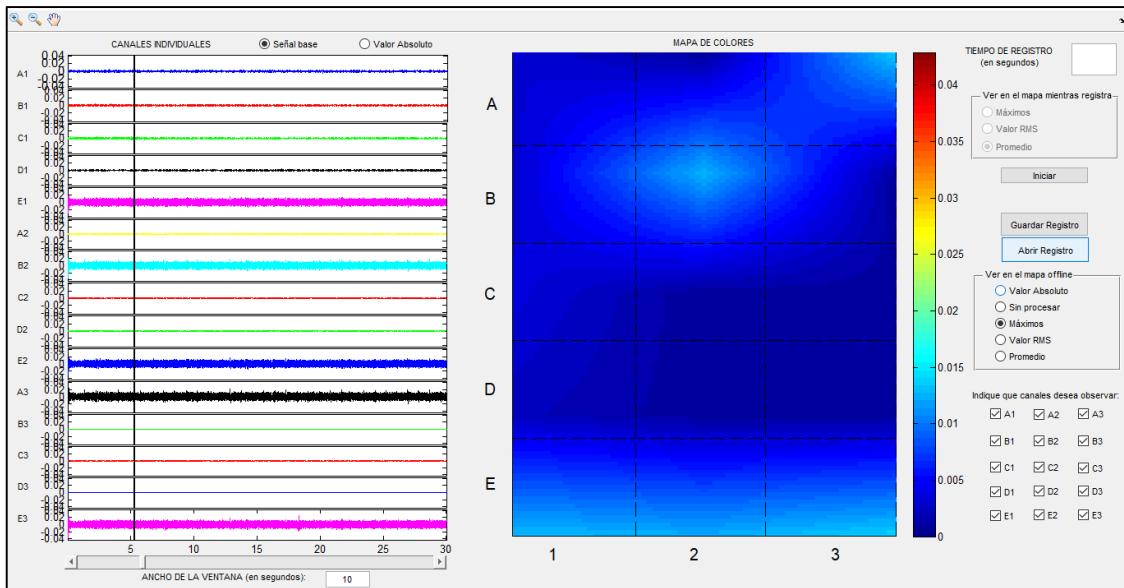


Figura 52. Registro bíceps sin realizar actividad, Voluntario 4. Máximo de escala relativa: 0,04.

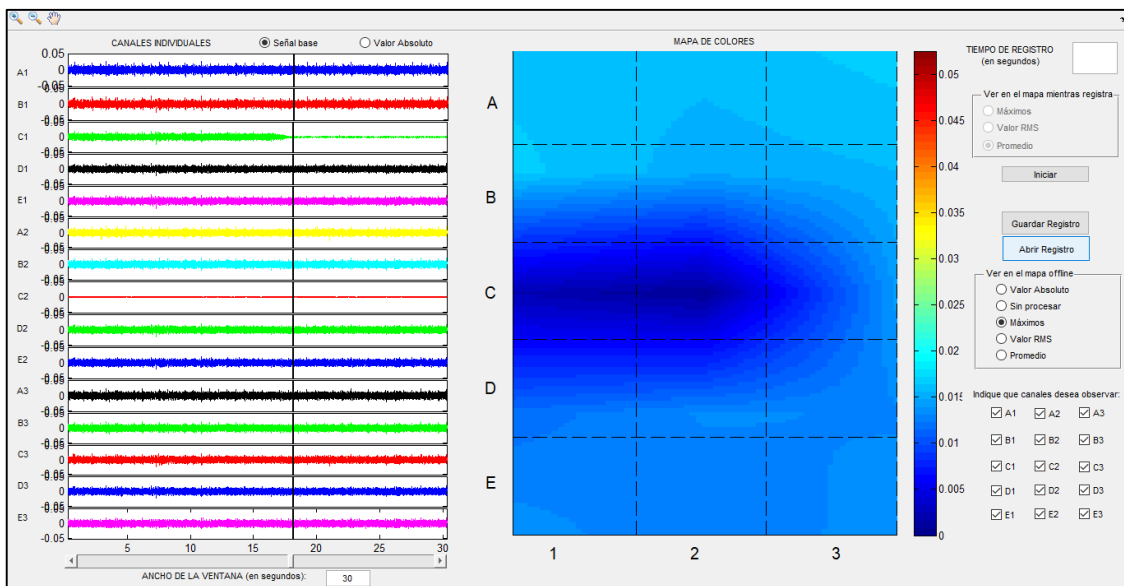


Figura 53. Registro bíceps sin realizar actividad, Voluntario 5. Máximo de escala relativa 0,05.

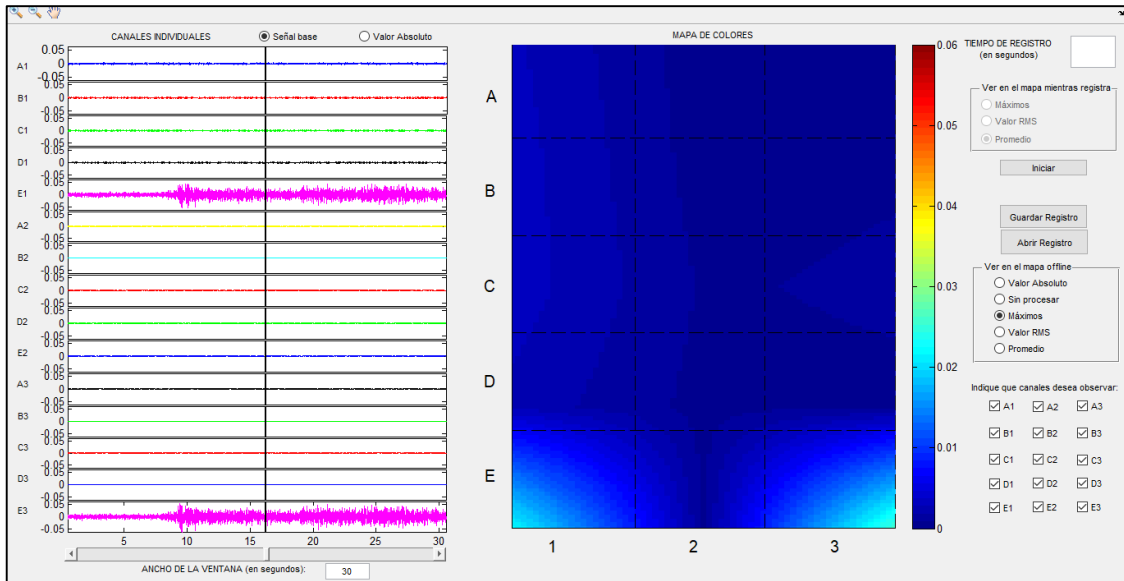


Figura 54. Registro bíceps sosteniendo un elemento, Voluntario 1. Máximo de escala relativa 0,05.

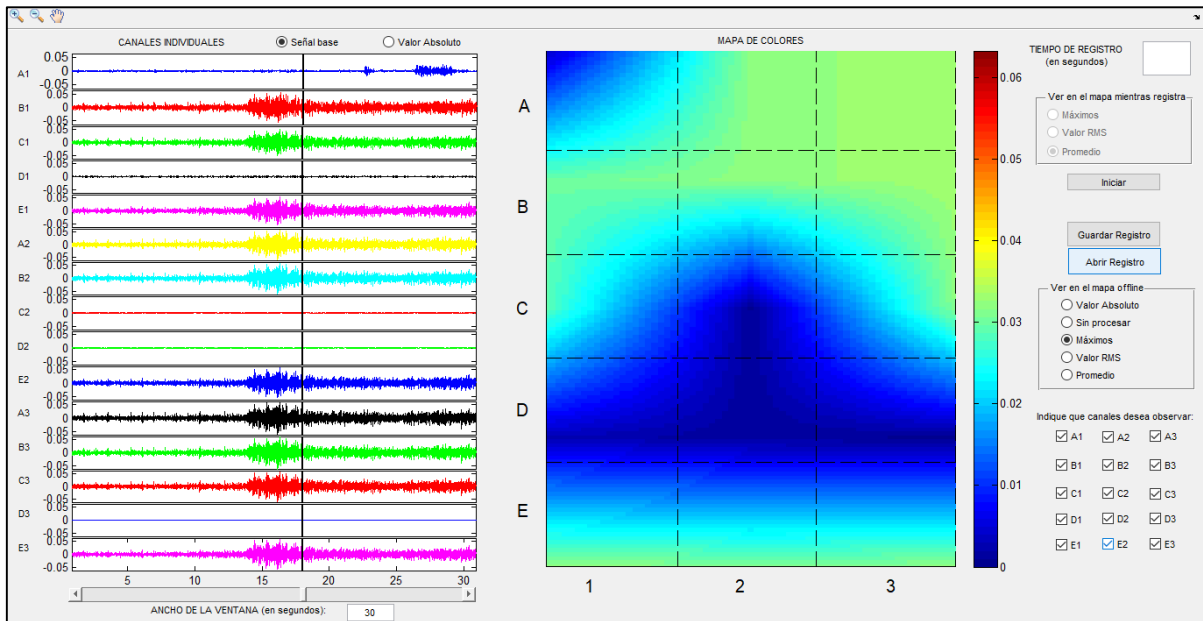


Figura 55. Registro bíceps sosteniendo un elemento, Voluntario 2. Máximo de escala relativa 0,05.

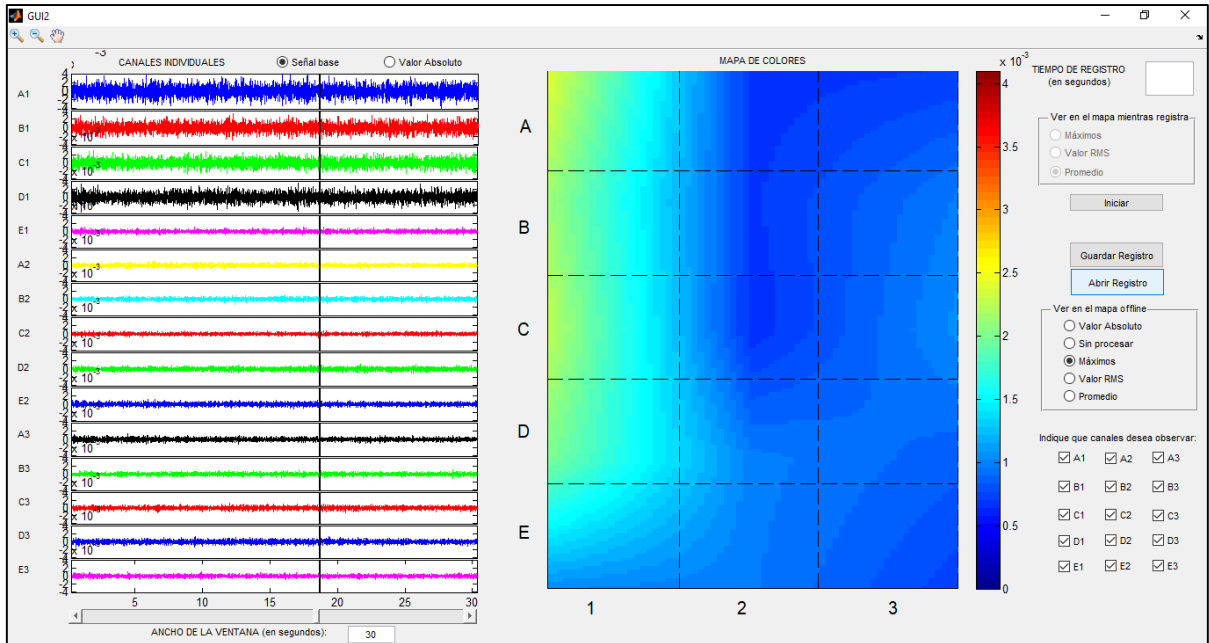


Figura 56. Registro bíceps sosteniendo un elemento, Voluntario 3. Máximo de escala relativa 0,004.

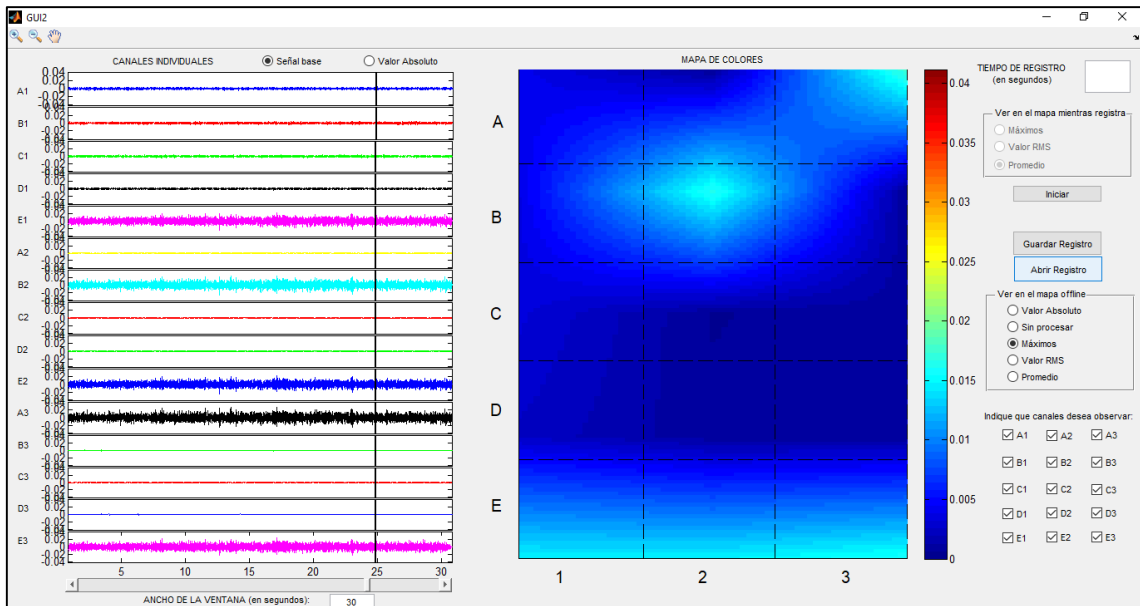


Figura 57. Registro bíceps sosteniendo un elemento, Voluntario 4. Máximo de escala relativa 0,04.

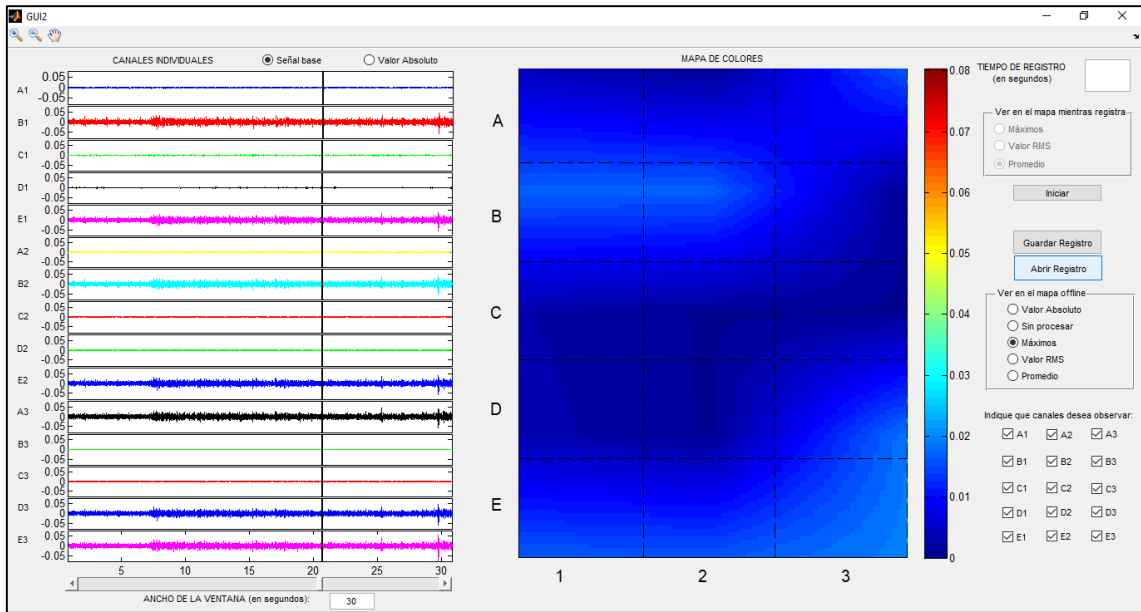


Figura 58. Registro bíceps sosteniendo un elemento, Voluntario 5. Máximo de escala relativa 0,05.

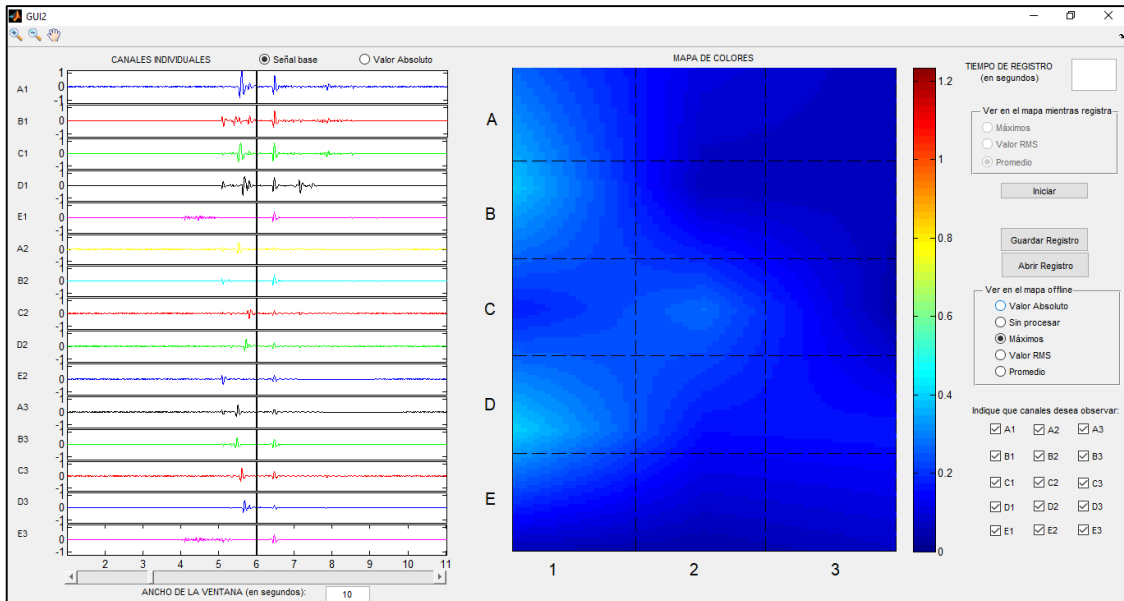


Figura 59. Registro bíceps realizando movimiento, Voluntario 1. Máximo en escala relativa: 1.

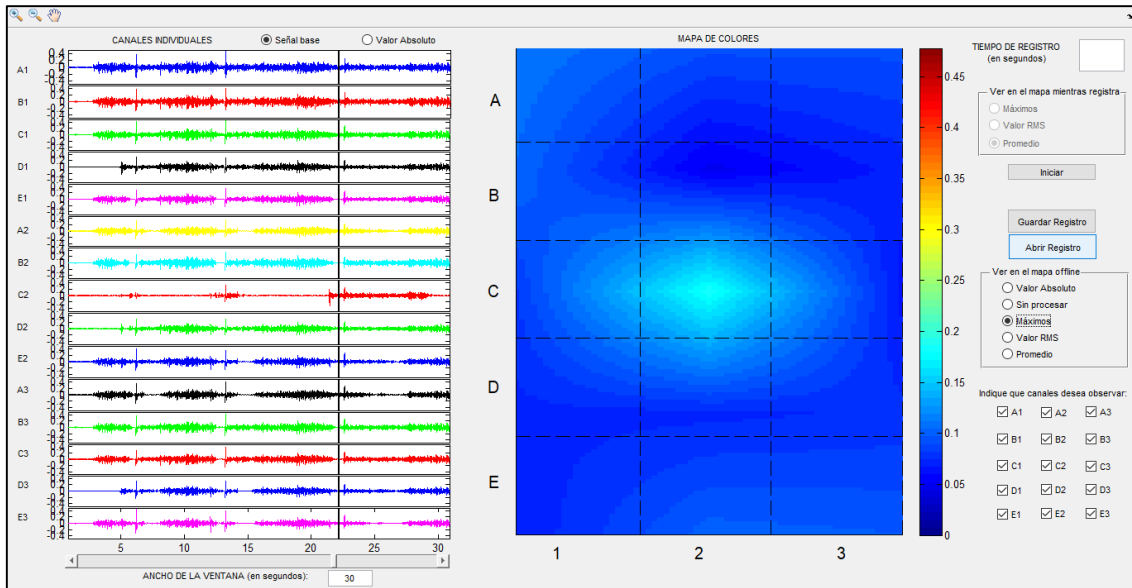


Figura 60. Registro bíceps realizando movimiento, Voluntario 2. Máximo en escala relativa 0,4.

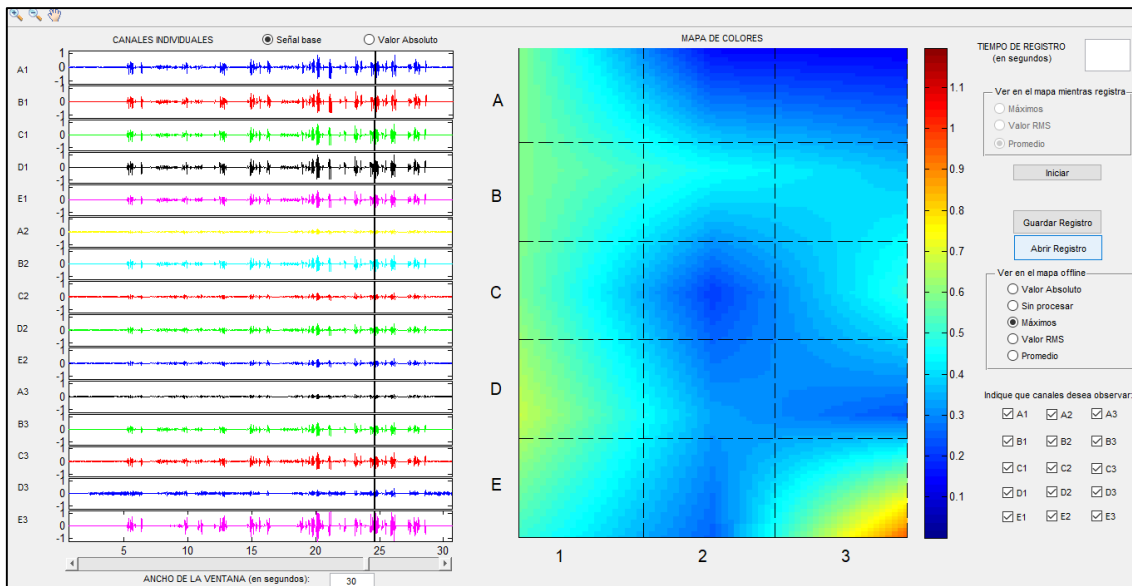


Figura 61. Registro bíceps realizando movimiento, Voluntario 3. Máximo en escala relativa 1.

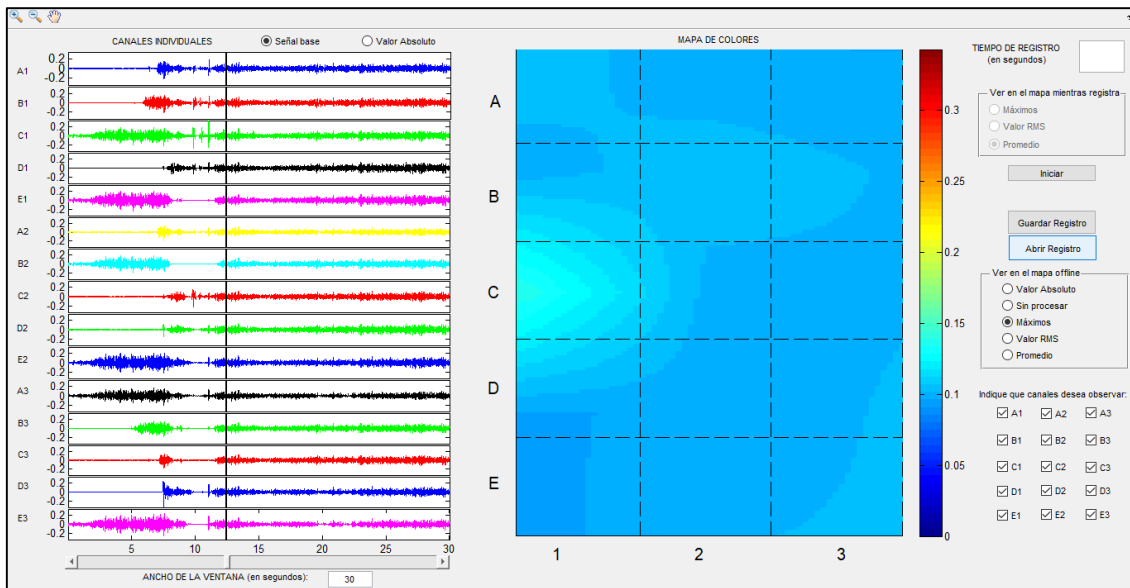


Figura 62. Registro bíceps realizando movimiento, Voluntario 4. Máximo en escala relativa 0,2.

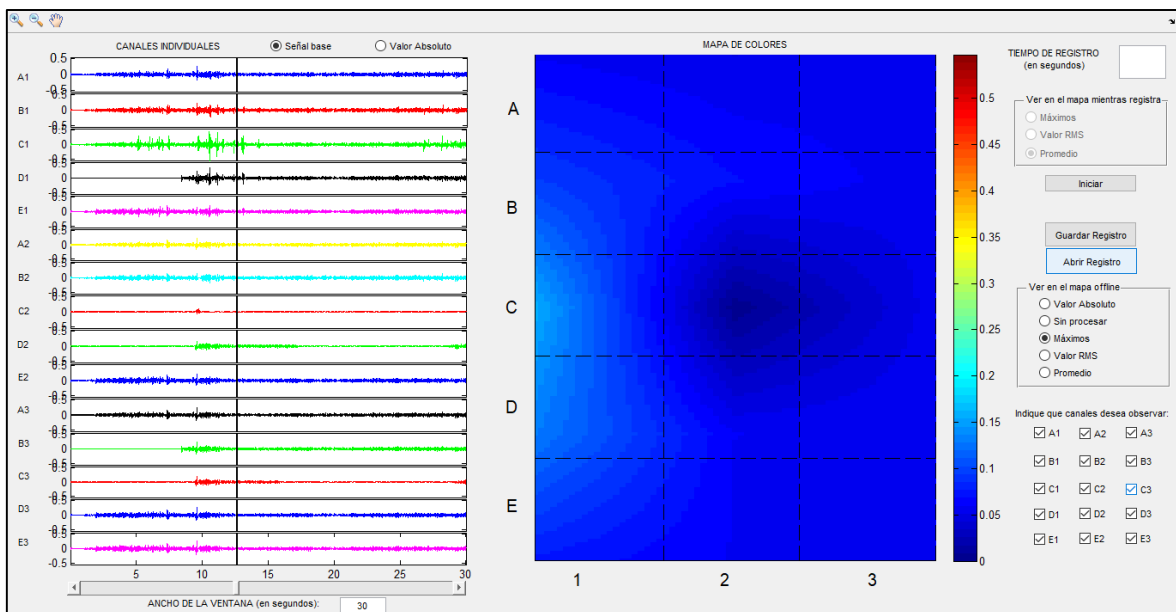


Figura 63. Registro bíceps realizando movimiento, Voluntario 5. Máximo en escala relativa 0,2.

Los registros de voluntarios sanos muestran una variedad de características, debido a que tanto el nivel como la distribución de la actividad eléctrica no son iguales en ninguno de los casos. Se pueden observar simplemente los siguientes aspectos:

- Hay aumento de la actividad eléctrica cuando se realiza una actividad.
- Cambia la distribución de la amplitud de actividad eléctrica de acuerdo a la contracción realizada.

- En todos los casos, el mapa de colores obtenido en los registros de movimiento permiten ser mejor interpretados.
- En todos los casos se observa un punto de pico máximo o mínimo aproximadamente centrado (excepto en el voluntario 4, Figura 62, en el que se corre levemente hacia el lado externo del músculo, puede deberse a una desviación del brazaletes). Esta zona indicaría el punto motor del músculo.
- De cinco voluntarios en tres se observa un pico de amplitud máximo en lo que sería el punto motor, y en dos se observa un mínimo.

Encuesta de usabilidad

La encuesta de usabilidad realizadas fueron dos, una para pacientes, realizada a los voluntarios y otra para profesionales, realizada a kinesiólogos que utilizaron o vieron utilizar el dispositivo. Ambos formularios de las encuestas se encuentran en el Anexo nº3: Encuestas de Usabilidad.

Encuesta de usabilidad para pacientes

Esta encuesta arrojó los resultados que se exponen en la Figura 64, Figura 65, Figura 66, Figura 67 y Figura 68, para cada una de las preguntas realizadas.

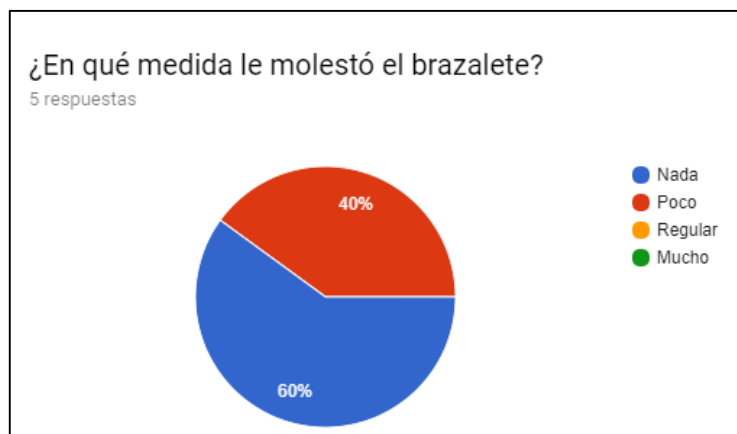


Figura 64. Encuesta de usabilidad para pacientes. ¿En qué medida le molestó el brazaletes?



Figura 65. Encuesta de usabilidad para pacientes. ¿En qué medida le molestó el abrojo del brazaletes?

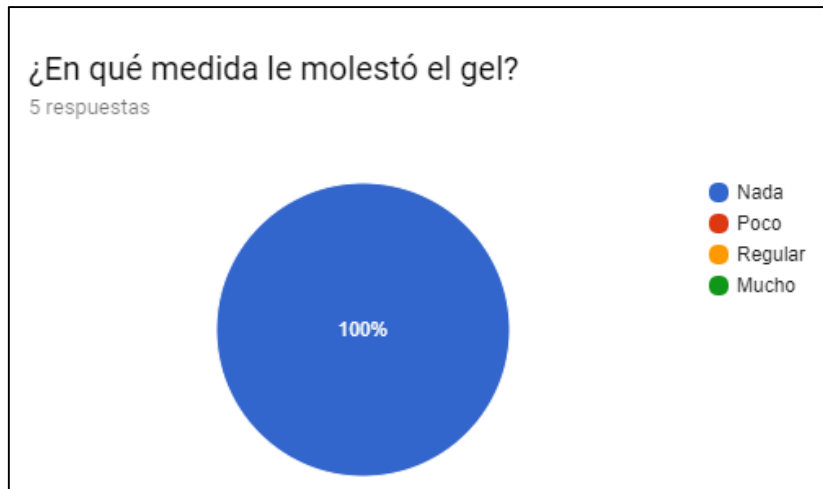


Figura 66. Encuesta de usabilidad para pacientes. ¿En qué medida le molestó el gel?



Figura 67. Encuesta de usabilidad para pacientes. ¿Entendió el objetivo de la investigación?

“¿Qué entendió?” es la pregunta que le sigue a la de la Figura 67, a lo que los voluntarios respondieron lo siguiente:

- “Que sirve para medir la respuesta eléctrica de los músculos (bíceps y tríceps) realizando determinados movimientos o estando en reposo”
- “Que el objetivo final es encontrar el centro de acción del músculo”
- “Que las mediciones a realizarse con el equipo, son para poder determinar la ubicación del punto motor del músculo evaluado. Se evalúa a personas normales para poder contrastar con pacientes patológicos”
- “Para encontrar un poco más específicamente el punto motor del músculo”

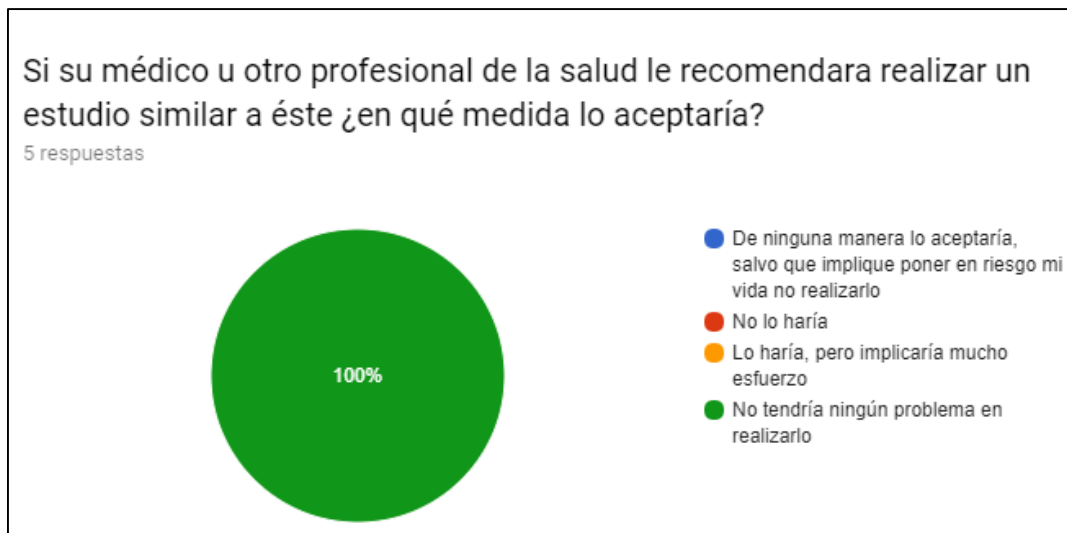


Figura 68. Encuesta de usabilidad para pacientes. Si su médico u otro profesional de la salud le recomendara realizar un estudio similar a éste ¿en qué medida lo aceptaría?

Los resultados indican que para los voluntarios evaluados el dispositivo es usable debido a que ningún voluntario expresó molestias importantes durante el estudio.

Encuesta de usabilidad para profesionales

La encuesta de usabilidad para profesionales tiene los siguientes resultados:

- El 100% de los encuestados son licenciados en kinesiología y fisioterapia.
- Ninguno de ellos había utilizado electromiografía de superficie anteriormente.
- Tal como se observa en el gráfico de la Figura 69, el 33% tuvo baja dificultad en colocar la grilla de electrodos y el porcentaje restante tuvo un nivel de dificultad muy bajo.
- La única sugerencia de cambio para la plantilla de electrodos fue agregar la identificación de los electrodos con coordenadas por sensor, similares a las utilizadas en el programa de visualización.
- El 100% de los encuestados tuvo un nivel medio o inferior de dificultad para comprender el programa, tal como se observa en la Figura 70.
- No se realizaron sugerencias de cambio de disposición de elementos (Figura 71) pero si se sugirió incluir un espacio para registro y observaciones, opciones que permitan generar estadísticas de cada paciente, mejorar el espectro de colores para hacerlo más preciso y más fácil de identificar la información específica de aquellos puntos para luego efectuar acciones de tratamiento por ejemplo, y una detección más precisa del punto motor.

- Finalmente, el 100% de los encuestados respondió que cree que el dispositivo servirá (Figura 72) y las aplicaciones reportadas fueron diversas:
 - Para ver actividad eléctrica en pacientes con daño neurológico.
 - Para testear pre y pos terapia y así poder cuantificar el progreso del daño neurológico.
 - Para determinar las zonas donde realizar estimulación eléctrica selectiva.
 - Actuación Muscular.

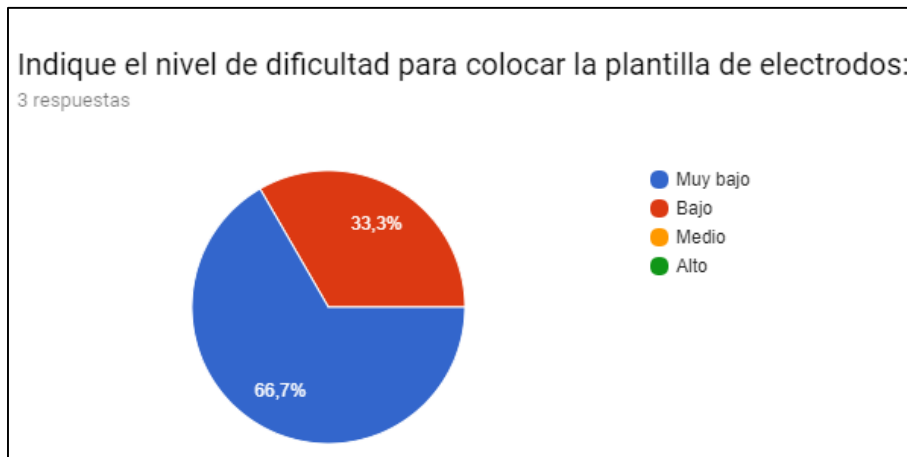


Figura 69. Nivel de dificultad para colocar la plantilla de electrodos, reportado por profesionales.



Figura 70. Nivel de dificultad para entender el programa de visualización, reportado por profesionales.

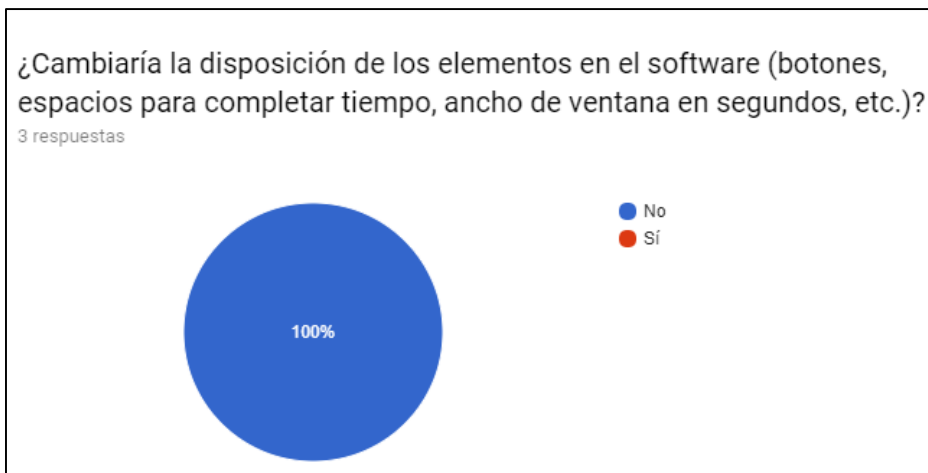


Figura 71. ¿Cambiaría la disposición de los elementos del software?

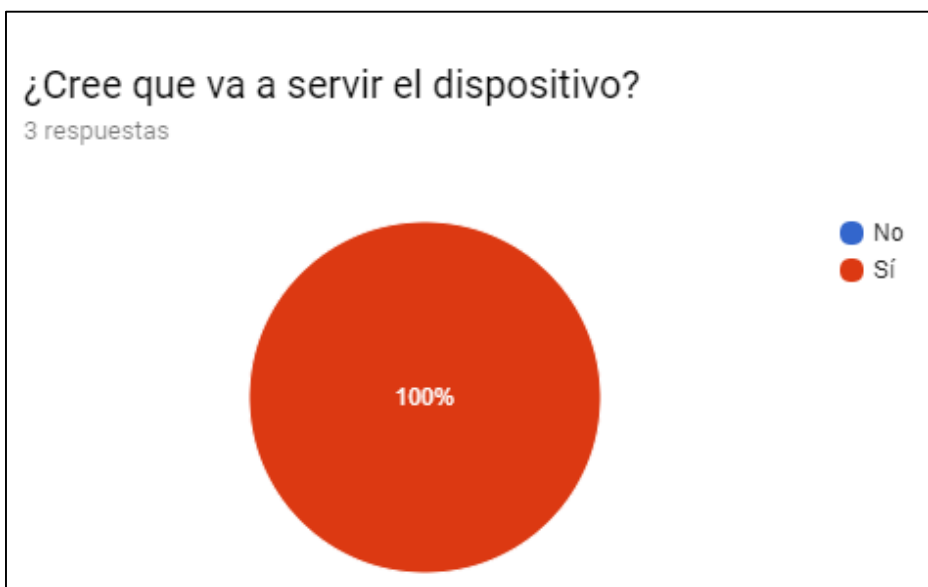


Figura 72. Respuestas a ¿Cree que va a servir el dispositivo?

Capítulo 7: Conclusiones y propuestas a futuro

Conclusiones

El desarrollo de este proyecto integrador ha permitido alcanzar el objetivo general planteado en un inicio. Se ha logrado construir un prototipo de un dispositivo que permite la adquisición de señales mioeléctricas de superficie (sEMG) desde varios canales a fin de procesarlas y visualizarlas individualmente y en conjunto, en un mapa de colores, dando información topográfica del músculo. Para ello, se ha conseguido obtener una señal electromiográfica en configuración monopolar de características adecuadas para su visualización en un programa desarrollado en Matlab®.

Asimismo, durante el desarrollo del proyecto se han ido cumpliendo los objetivos específicos, que incluyen no solo el crecimiento académico de la autora del trabajo si no también el cumplimiento de especificaciones de diseño planteadas por profesionales de la salud y el aprendizaje del trabajo interdisciplinario.

Por otro lado, cabe destacar, que aunque el prototipo está aún en etapa inicial y debe mejorarse en muchos aspectos, los resultados demuestran que es probable que el dispositivo sea de gran utilidad para profesionales de la salud que se dedican al estudio y tratamiento de patologías neuromusculares. Podrá ser utilizado para el análisis de la actividad eléctrica pre y post terapia, para la discriminación de la actividad muscular, determinación del punto motor de cada músculo, entre otras aplicaciones.

Propuestas a futuro

Las siguientes son algunas de las mejoras que se le podrían realizar al prototipo, y que permitirían un mejor análisis de la actividad eléctrica muscular:

- Adición de una cámara para el registro del estudio, que esté sincronizada con el registro.
- Mejora en la estética y distribución de botones en el software, realizando un análisis más profundo de usabilidad con mayor número de profesionales involucrados.
- Aumento del número de electrodos, para abarcar más área de estudio y/o aumentar la resolución espacial.
- Análisis más profundo de la significancia del fenómeno de crosstalk e implementación de un filtro espacial acorde de ser necesario.
- Colocar referencias en la plantilla física que permitan asociarla más fácilmente al mapa de colores.
- Actualización de la tecnología de los integrados utilizados en la electrónica del prototipo.
- Disminución del tamaño del hardware.
- Disminución del consumo y aumento de la autonomía del hardware.

- Diseño de una plantilla para sensado de músculos agonistas y antagonistas al mismo tiempo.
- Aumentar la robustez mecánica, sobretodo, encontrar otra forma de sujeción de los electrodos.
- Hacer la escala de colores para visualización de la información más flexible.
- Realizar un protocolo estandarizado de la colocación del brazalete, para obtener resultados comparables.
- Agregar al software una función de estimación automática del punto motor de un músculo.
- Implementar una escala de valores de voltaje para el software más intuitiva y en el rango de valores sensados.
- Realización de ensayos de seguridad eléctrica.
- Implementación de ensayos clínicos más exhaustivos y de mayor número de voluntarios sanos y con patologías.
- Desarrollo del programa en un lenguaje libre como Python o C que permita además crear un ejecutable en lugar de un software que requiere instalación.
- Etc.

Bibliografía y Referencias

- [1] V. H. Villanueva and D. A. Beltramone, "Sistema de Biotelemedicina basado en Bluetooth," FCEFyN - UNC, 2012.
- [2] D. Soria, D. Soria, and D. A. Beltramone, "Silla de ruedas controlada con señales mioeléctricas.," FCEFyN - UNC, 2011.
- [3] D. I. Ortiz Bustamante, D. A. Beltramone, and R. Del Águila Heidenreich, "Silla de ruedas comandada por señales mioeléctricas para discapacidades motrices graves - segunda etapa," FCEFyN - UNC, 2015.
- [4] A. Kollmann, E. Simeoni, L. Mathé, and D. A. Beltramone, "Exoesqueleto de Miembro Superior con Detección de Intención," FCEFyN - UNC, 2012.
- [5] "MATLAB - El lenguaje del cálculo técnico." [Online]. Available: <https://es.mathworks.com/products/matlab.html>. [Accessed: 15-Jun-2017].
- [6] R. R. Harrison, "A Versatile Integrated Circuit for the Acquisition of Biopotentials."
- [7] P. Konrad, "The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography ABC of EMG – A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography."
- [8] J. E. (John E. Hall and A. C. Guyton, *Tratado de fisiología médica : Guyton & Hall*. Elsevier, 2011.
- [9] G. Kamen and D. A. Gabriel, *Essentials of electromyography*. 2010.
- [10] R. Merletti and A. P. Philip, *Electromyography. Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, 2004.
- [11] A. Gallina and A. Botter, "Spatial localization of electromyographic amplitude distributions associated to the activation of dorsal forearm muscles," *Front. Physiol.*, 2013.
- [12] L. Mesin, S. Smith, S. Hugo, S. Viljoen, and T. Hanekom, "Effect of spatial filtering on crosstalk reduction in surface EMG recordings," *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, no. 3, pp. 374–383, 2009.
- [13] T. Masuda and T. Sadoyama, "Distribution of innervation zones in the human biceps brachii," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 1991.
- [14] R. A. Guzmán-Venegas, O. F. Araneda, and R. A. Silvestre, "Differences between motor point and innervation zone locations in the biceps brachii. An exploratory consideration for the treatment of spasticity with botulinum toxin," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2014.
- [15] F. Juárez Acosta, "Reducción de Tiempo en el tratamiento de Biorretroalimentación -EMG de la espasticidad en hemiplejía." .
- [16] C. J. De Luca, M. Kuznetsov, L. D. Gilmore, and S. H. Roy, "Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: Reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions," *J. Biomech.*, vol. 45, no. 3, pp. 555–561,

2012.

- [17] F. N. Guerrero and E. Spinelli, "High gain driven right leg circuit for dry electrode systems," *Med. Eng. Phys.*, vol. 39, pp. 117–122, Jan. 2017.
- [18] J. Kilby, K. Prasad, and G. Mawston, "Multi-channel surface electromyography electrodes: A review," *IEEE Sens. J.*, vol. 16, no. 14, pp. 5510–5519, 2016.
- [19] B.-B. Corporation, "Very-High Accuracy INSTRUMENTATION AMPLIFIER - INA 104," no. 520. 1995.
- [20] I. A. Cifuentes González and F. J. Heredia López, "Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas," UADY Facultad de Matemáticas, 2010.
- [21] J. G. Webster and B. B. Winter, "Driven-Right-Leg Circuit Design," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 30, no. 1, pp. 62–66, 1983.
- [22] C. LabJack, "U3 Series | LabJack." [Online]. Available: <https://labjack.com/products/u3>. [Accessed: 15-Mar-2017].
- [23] C. LabJack, "Appendix A - Specifications | LabJack," 2015. [Online]. Available: <https://labjack.com/support/datasheets/u3/appendix-a>.
- [24] C. LabJack, "UD Library - U3, U6, UE9 | LabJack." [Online]. Available: <https://labjack.com/support/software/installers/ud>. [Accessed: 15-Mar-2017].
- [25] "USB-Isolator | Acromag." [Online]. Available: <https://www.acromag.com/catalog/746/4-20ma-isolators-splitters/usb-isolators/usb-usb-isolators/compact-usb-isolators/usb>. [Accessed: 19-Mar-2017].
- [26] LabJack, "Sample rate , scan time on U3 | LabJack," 2017-01-16, 2017. [Online]. Available: <https://labjack.com/forums/u3/sample-rate-scan-time-u3>. [Accessed: 01-Oct-2017].
- [27] Q. Quest, "Disposición ANMAT 2318." pp. 1–22.
- [28] G. Drost, D. F. Stegeman, B. G. M. van Engelen, and M. J. Zwartz, "Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review," *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol.16, No. 6. pp. 586–602, 2006.
- [29] N. Massó, F. Rey, D. Romero, G. Gual, L. Costa, and A. Germán, "Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte," *Apunt. Med Esport*, vol. 45, no. 165, pp. 127–136, 2010.
- [30] R. D. Zorowitz, J. B. Leffler, C. F. Murray, and R. Robinson, "Spasticity: A Clinical Review." [Online]. Available: <http://www.medscape.org/viewarticle/576698>. [Accessed: 22-Mar-2017].
- [31] S. Bandi and A. B. Ward, "Spasticity | International Encyclopedia of Rehabilitation." [Online]. Available: <http://cirrie.buffalo.edu/encyclopedia/en/article/32/>. [Accessed: 24-Mar-2017].

- [32] “Novedades en FLENI- FLENI en los Medios: Esclerosis Múltiple,” 2015. [Online]. Available: <http://www.fleni.org.ar/novedades/fleni-en-los-medios-esclerosis-multiple/53>. [Accessed: 27-Apr-2017].
- [33] C. Begué *et al.*, “Tercera Encuesta Nacional de Factores de Riesgo para Enfermedades no Transmisibles,” *Indec*, 2015.
- [34] “Traumatismo de cráneo: la primera causa de discapacidad neurológica en adultos jóvenes - Infobae,” *Infobae*, 2017.
- [35] M. Zepeda S., A. J. Vásquez B., and E. M. Silveira Rodrigues, “Traumatismos causados por el tránsito y discapacidad,” *Organ. Panam. la Salud*, 2011.
- [36] “OMS | Lesiones medulares,” *WHO*, 2014.
- [37] “HD emg grids - TMSi.com.” [Online]. Available: <http://www.tmsi.com/products/accessories/item/hd-emg-grids>. [Accessed: 20-Mar-2017].
- [38] “HD EMG grids Instructions for use.”
- [39] “BIO-PC.” [Online]. Available: <http://www.akonic.com.ar/Frames-ES/BIO-PC.html>. [Accessed: 20-Mar-2017].
- [40] “TECH BIO-PC.” [Online]. Available: <http://www.akonic.com.ar/Frames-ES/tech-biopc.html>. [Accessed: 20-Mar-2017].
- [41] M. J. Zwarts, G. Drost, D. F. Stegeman, M. J. Zwarts, and D. F. Stegeman, “A thin, flexible multielectrode grid for high-density surface EMG,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 10, no. 5, pp. 287–91, Oct. 2000.
- [42] “Flexografía,” *Wikipedia, la enciclopedia libre*. .
- [43] “Data Acquisition, Loggers, Amplifiers, Transducers, Electrodes | BIOPAC.” [Online]. Available: <https://www.biopac.com/>. [Accessed: 07-Jun-2017].

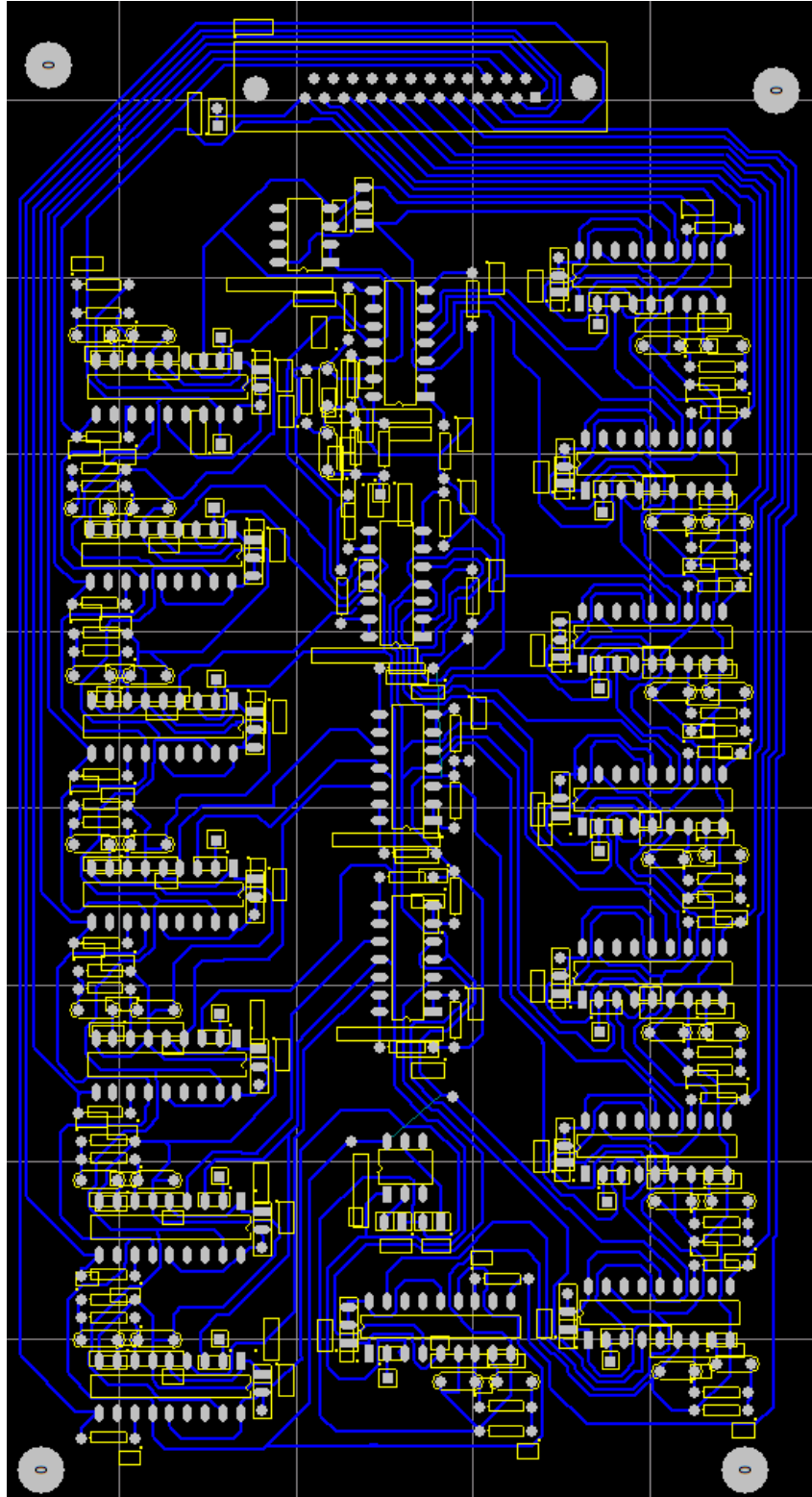
Anexos

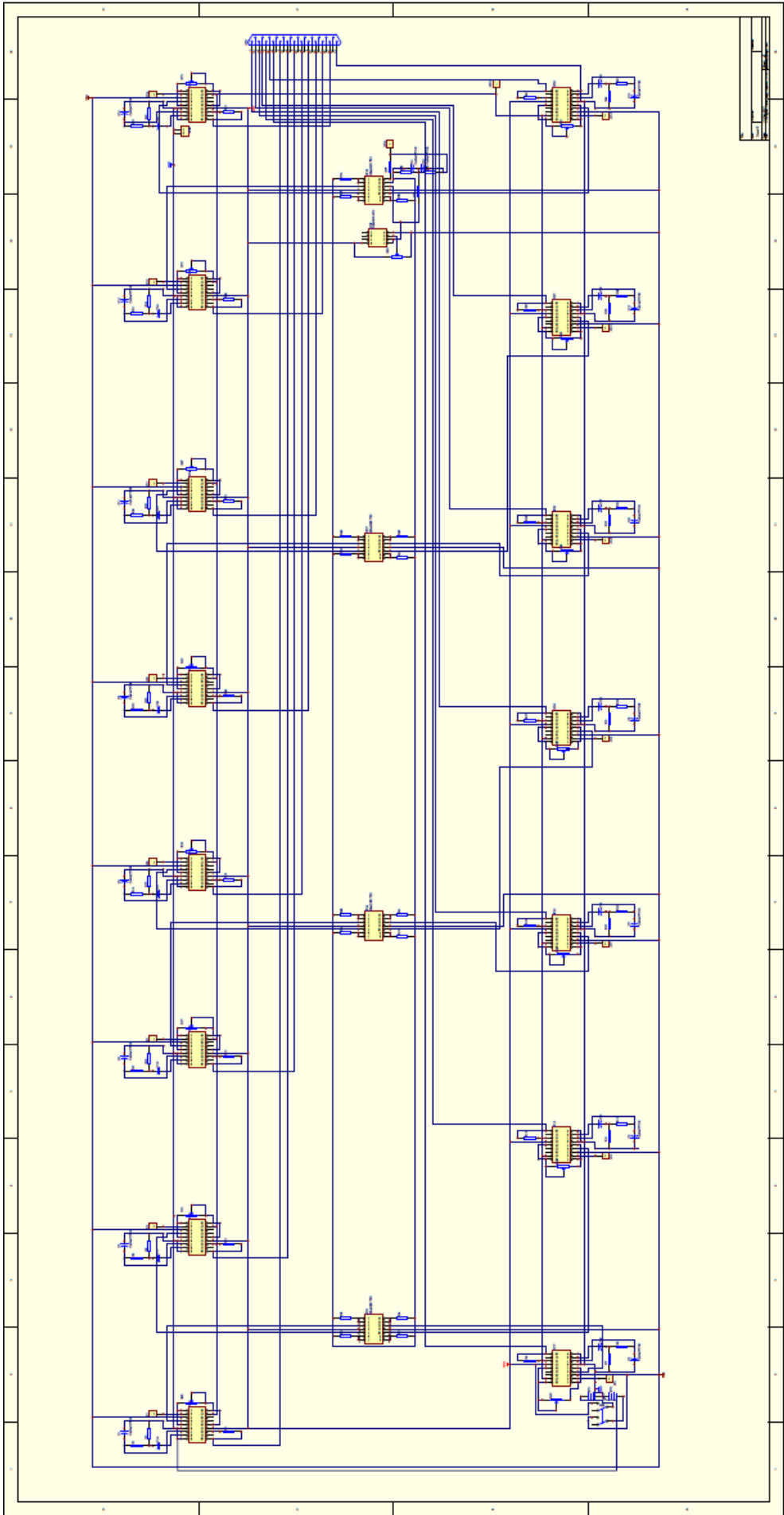
Anexo nº1: Código Fuente

El código fuente del software desarrollado para este trabajo es anexado en la versión digital del mismo.

Anexo nº2: Diseño final de la electrónica

En esta sección se observará el diseño final utilizado para la construcción de la placa PCB final. En primer lugar se aprecia el diseño para PCB, y luego el esquemático del cual surge, realizados ambos en el software Protel®.





Anexo nº3: Encuestas de Usabilidad

En la siguiente sección se detalla el contenido de las encuestas realizadas a profesionales y pacientes que intervinieron en la investigación para determinar la usabilidad del prototipo y realizar mejoras en el mismo.

Encuesta de usabilidad para profesionales

Profesión:

¿Ha utilizado antes electromiografía de superficie?

- No
- Si ¿Para qué?

Indique el **nivel de dificultad** para colocar la plantilla de electrodos:

- Muy bajo
- Bajo
- Medio
- Alto

Indique el **nivel de dificultad** para entender el programa de manejo:

- Muy bajo
- Bajo
- Medio
- Alto

¿Qué sugerencias de cambio propondría para la colocación de la grilla de electrodos?

¿Qué sugerencias de cambio propondría para el software? ¿Y qué le gustaría incluir?

¿Cambiaría la disposición de los elementos en el software?

- No
- Si ¿Cómo los pondría?

¿Qué dificultades le ocasionó la colocación de los electrodos?

¿Cree que va a servir el dispositivo?

- No
- Si ¿Para qué lo utilizaría?

¿La numeración de los electrodos en el software le parece la adecuada?

- No ¿Cuál forma de numeración propone?
- Si

Encuesta de usabilidad para pacientes

¿En qué medida le molestó el brazalete?

- Nada
- Poco
- Regular
- Mucho

¿En qué medida le molestó el abrojo del brazalete?

- Nada
- Poco
- Regular
- Mucho

¿En qué medida le molestó el gel?

- Nada
- Poco
- Regular
- Mucho

¿En qué medida le molestó la forma de colocación del brazalete?

- Nada
- Poco
- Regular
- Mucho

¿En qué medida le molestaron los cables?

- Nada
- Poco
- Regular
- Mucho

¿Sintió algún cosquilleo durante el estudio?

No

Si ¿Podría describir la sensación y la situación?

¿Entendió el objetivo de la investigación?

No

Si ¿Qué entendió?

Si su médico u otro profesional de la salud le recomendara realizar un estudio similar a éste ¿en qué medida lo aceptaría?

- De ninguna manera lo aceptaría, salvo que implique poner en riesgo mi vida no realizarlo
- No lo haría
- Lo haría pero implicaría mucho esfuerzo
- No tendría ningún problema en realizarlo

Anexo nº4: Consentimiento informado

En esta sección se muestran los documentos utilizados para informar a cada paciente y voluntario sin patología, sobre la investigación que se llevó a cabo y pedir su autorización para la divulgación de fotos y videos para fines académicos. Los tres documentos son:

- La hoja de información de investigación, que fue entregada a cada persona que participó en las pruebas.
- La declaración de consentimiento informado donde la persona otorga su consentimiento voluntario para participar de la investigación en cuestión.
- La autorización de publicación de videos e imágenes con fines académicos.

Hoja de Información de Investigación

Título de la Investigación:

“Construcción de prototipo de un dispositivo para obtener información electromiográfica de superficie a través de una grilla de electrodos” un proyecto integrador de la carrera de Ingeniería Biomédica

Investigadores:

Nombre y Apellido	Organización
Ana Josefina Meirovich	Investigadora
Diego Beltramone	Asesor
Marcela Rivarola	Asesora
Pamela Andreu	Asesora
Carolina Maldonado	Asesora
Omar Picca	Asesor
José Curetti	Asesor

Datos de contacto

Asesor 1 de Proyecto Integrador:

Nombre: Diego Antonio Beltramone

Cargo: Profesor Titular de Ingeniería en Rehabilitación

Dirección Personal o Laboral:

Te: 5353800 int 29062

Asesor 2 de Proyecto Integrador:

Nombre: Marcela Rivarola

Cargo: Profesora Adjunta Ingeniería en Rehabilitación

Dirección Personal o Laboral:

Te: +54(351) 5-589735

Asesor 3 de Proyecto Integrador:

Nombre: Pamela Andreu

Cargo: Licenciada en Terapia Ocupacional – Clínica Rita Bianchi

Dirección Personal o Laboral:

Te: 03541 153-78657

Asesor 4 de Proyecto Integrador:

Nombre: Carolina Maldonado

Cargo: Profesora Adjunta – Álgebra Lineal y Procesamiento de Señales

Dirección Personal o Laboral:

Te: 0351 155-555368

Asesor 5 de Proyecto Integrador:

Nombre: Omar Picca

Cargo: Profesor Adjunto – Kinesiología del Deporte – Escuela de Kinesiología y Fisioterapia

Dirección Personal o Laboral:

Te: 0351 153-127502

Asesor 6 de Proyecto Integrador:

Nombre: José Curetti

Cargo: Profesor Auxiliar – Electrónica Analógica II

Dirección Personal o Laboral:

Te: 0351 156-988064

Datos de la Estudiante:

Nombre y Apellido: Ana Josefina Meirovich

Matrícula: 36773384

Materias que faltan aprobar: 0 (cero)

Dirección: Marcelo T. de Alvear 855 8ºb Torre B – Barrio Güemes.

Localidad: Córdoba. Provincia: Córdoba.

Te: 03548-15592382

e-mail: ajmeirovich@hotmail.com

Objetivo que se busca alcanzar el proyecto

El objetivo principal del presente trabajo es desarrollar el prototipo de un dispositivo que permita la adquisición de señales mioeléctricas de superficie (SEMG) desde varios canales a fin de procesarlas y visualizarlas individualmente y en conjunto en un mapa de colores, dando información topográfica del músculo.

Esto permitirá obtener la cartografía muscular, para ser interpretada por el profesional de la salud que utilice el dispositivo. Entre las aplicaciones se encuentran: determinar puntos motores musculares y ubicación de un músculo particular al ejecutar un movimiento voluntario, realizar análisis de movimiento y fatiga muscular, determinar los puntos de máxima amplitud de la señal de SEMG para comando de prótesis con señales mioeléctricas, realizar análisis comparativo de actividad refleja anormal en músculos cercanos o en el mismo músculo y análisis de la amplitud de CMAP (Compound Muscle Action Potential) al estimular un determinado nervio, entrenamiento mediante biofeedback visual, entre otras.

Etapas de la investigación:

- 1) Información al Voluntario que consistirá en:
 - 1.1. Explicación verbal de los pasos a seguir durante la Investigación
 - 1.2. Firma del Consentimiento Informado

- 2) Evaluación de los músculos con el hardware y software propuestos en la investigación.
- 3) Evaluación de los movimientos del Voluntario que servirían para identificar los puntos motores de sus músculos.
- 4) Consultas sobre cómo sintió el proceso.

Consideraciones

- Se lo invita a participar de la investigación de forma voluntaria, para lo que debe conocer que ningún procedimiento de los que se llevarán a cabo durante la investigación será invasivo
- Se prevé que el Voluntario pueda verse afectado por molestias musculares. En tal caso, deberá avisar de inmediato a los investigadores
- Todos los archivos en los que se identifique al Voluntario serán manejados con total confidencialidad, teniendo acceso a los mismos sólo el Voluntario, los investigadores y asesores internos, en el caso que lo amerite y con el permiso del paciente, algún asesor externo.
- Solo con el consentimiento por escrito del Voluntario podrán presentarse los avances de la investigación en congresos, seminarios, etc.
- Nunca se divulgará la identidad del Voluntario.
- Al tratarse de una participación voluntaria, el Voluntario es libre de negarse a participar o retirarse de la investigación cuando lo desee, sin que ello implique un perjuicio para su persona.

Declaración de Consentimiento Informado

Córdoba, dede

Por el presente documento, DNI en calidad de VOLUNTARIO, en presencia de....., DNI en calidad de TESTIGO, declaro haber leído y comprendido la hoja de información adjunta, haber tenido la oportunidad de realizar preguntas, estar satisfecho con la información brindada por la ESTUDIANTE INVESTIGADORA Ana Josefina Meirovich, DNI 36773384. Asimismo declaro conocer que mi participación es voluntaria y que puedo retirarme de la investigación en cualquier momento, sin que ello implique un perjuicio para mi persona.

Expreso mi libre conformidad para participar en las pruebas del proyecto: “Construcción de prototipo de un dispositivo para obtener información electromiográfica de superficie a través de una grilla de electrodos”, proyecto

integrador de la carrera de Ingeniería Biomédica de la estudiante Ana Josefina Meirovich.

Firma Voluntario	Firma Testigo
Aclaración	Aclaración

Autorización de publicación de videos e imágenes

Córdoba, de de

Por el presente documento,, DNI..... en calidad de VOLUNTARIO, en presencia de....., DNI..... en calidad de TESTIGO, autorizo y expreso mi libre conformidad para publicar imágenes y videos de las pruebas realizadas en el proyecto “Construcción de prototipo de un dispositivo para obtener información electromiográfica de superficie a través de una grilla de electrodos”, proyecto integrador de la carrera de Ingeniería Biomédica de la estudiante Ana Josefina Meirovich, DNI 36773384, en eventos y publicaciones de divulgación científica.

Firma Voluntario	Firma Testigo
Aclaración	Aclaración

Anexo nº5: Registros Adicionales

En esta sección se encontrarán registros adicionales de algunos pacientes y voluntarios mencionados en el cuerpo del informe, en la sección de Pruebas en pacientes.

Paciente 2, miembro superior derecho

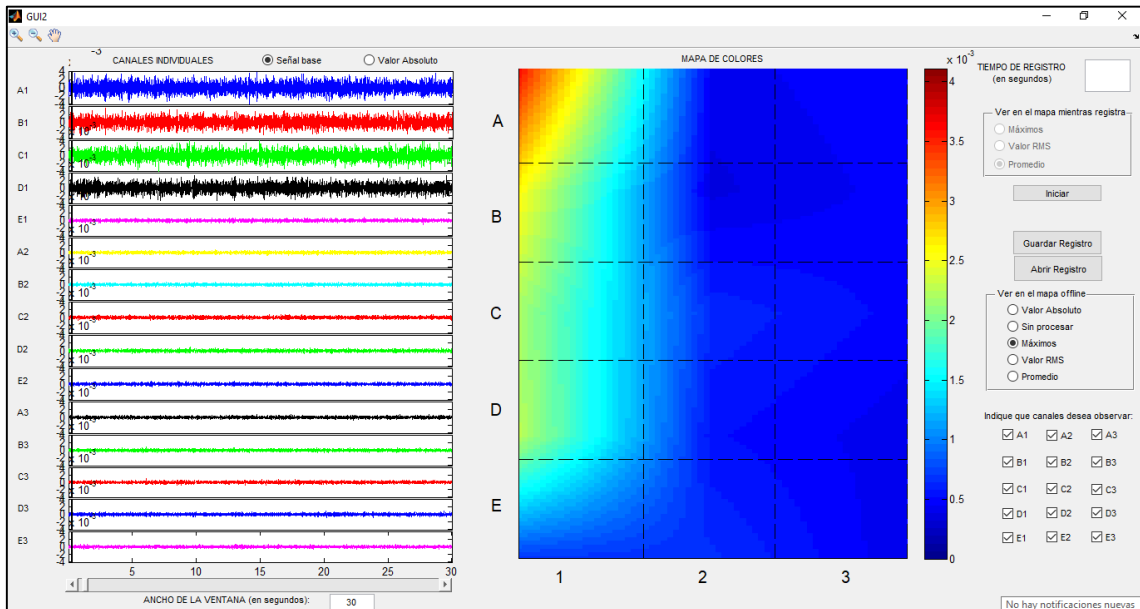


Figura 73. Registro de paciente 2, tríceps miembro superior derecho, sin actividad. Máximo de escala relativa: 0,004

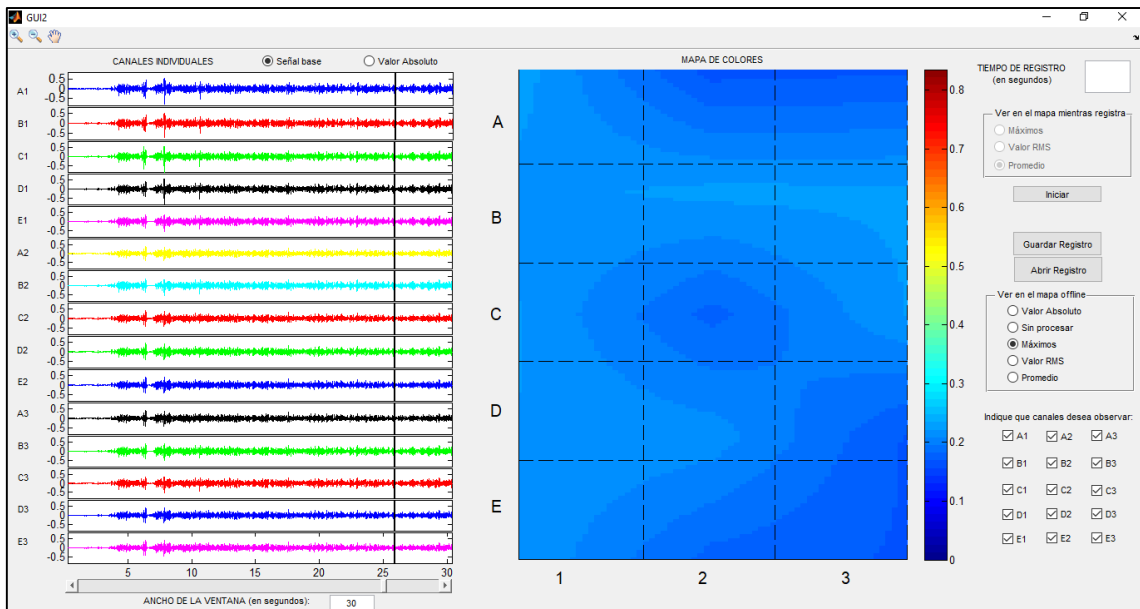


Figura 74. Registro de paciente 2, tríceps miembro superior derecho sosteniendo una botella. Máximo de escala relativa: 0,5

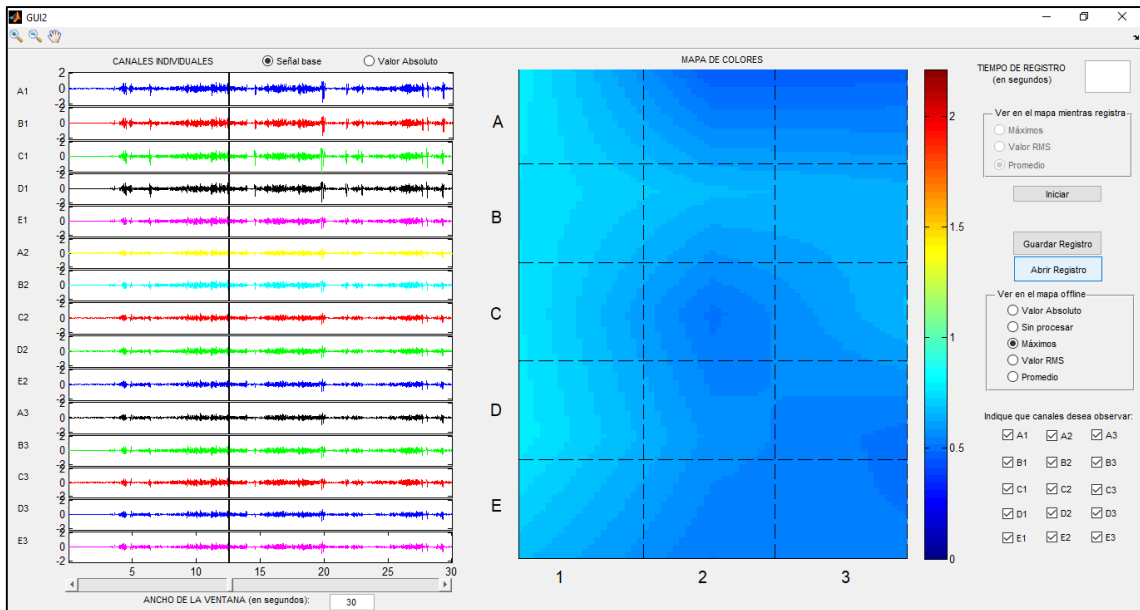


Figura 75. Registro de paciente 2, tríceps miembro superior derecho levantando una botella. Máximo de escala relativa 2.

Paciente 2, miembro superior izquierdo

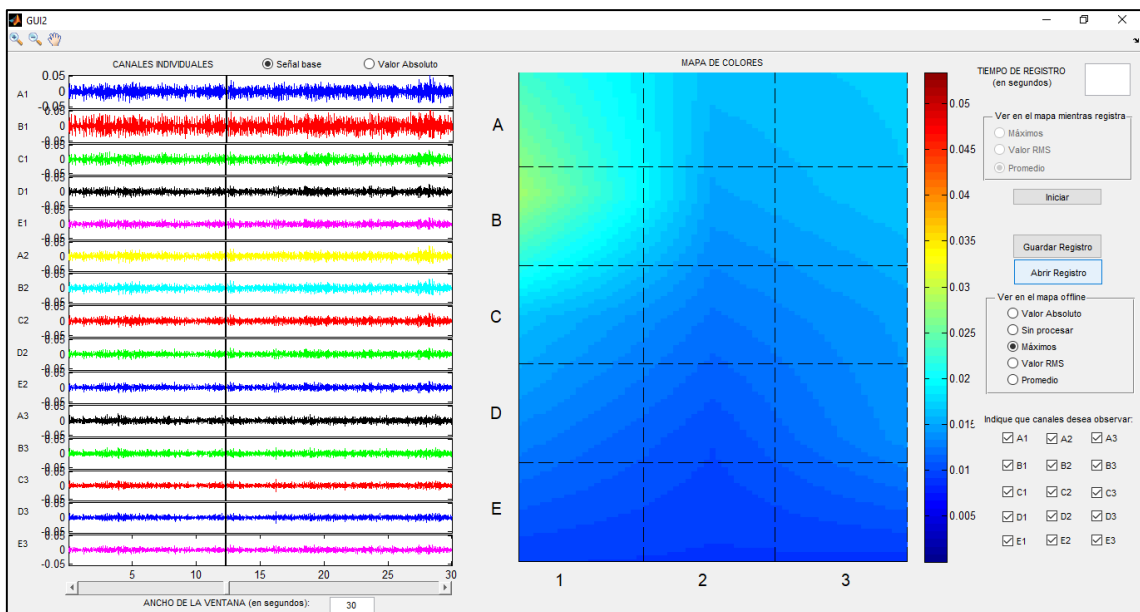


Figura 76. Registro de paciente 2, bíceps miembro superior izquierdo sin actividad. Máximo de escala relativa: 0,05.

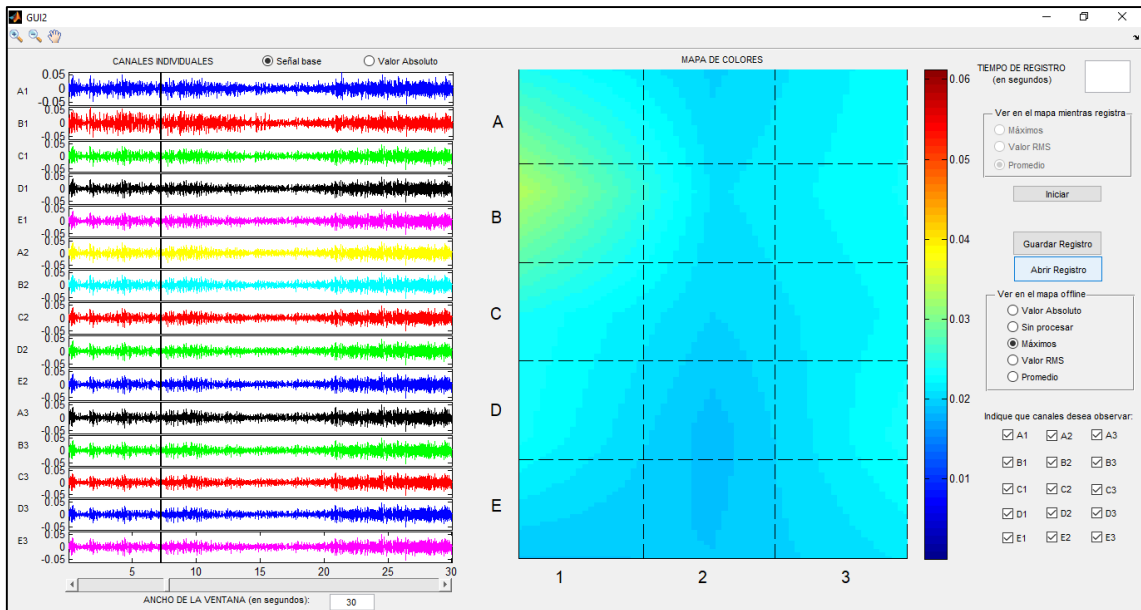


Figura 77. Registro paciente 2, bíceps de miembro superior izquierdo, sosteniendo una botella. Máximo de escala relativa: 0,05.

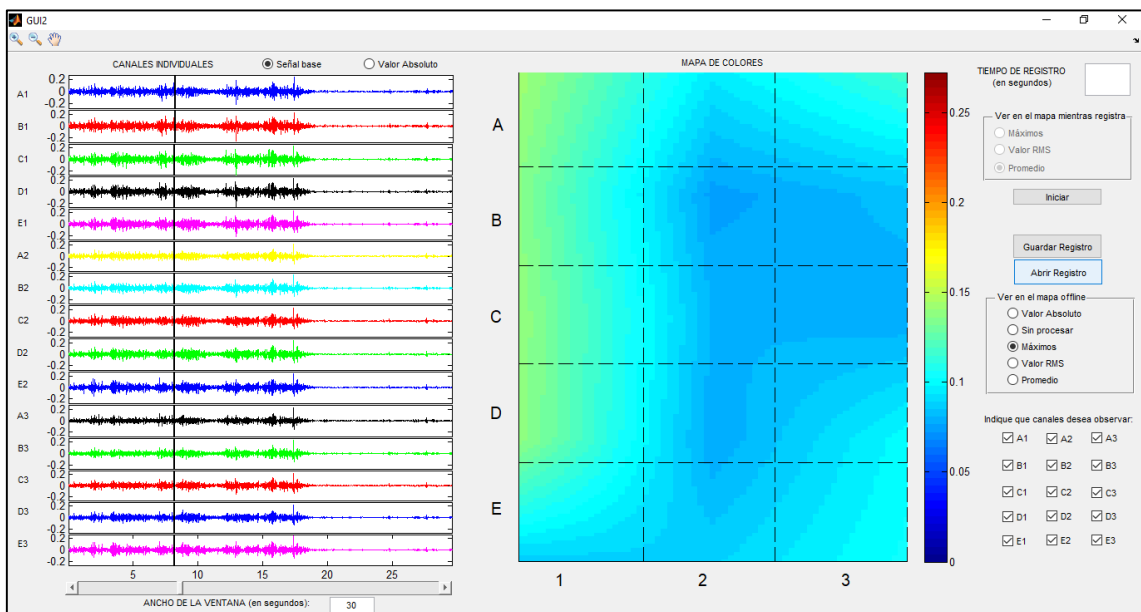


Figura 78. Registro de paciente 2, bíceps de miembro superior izquierdo, levantando una botella. Máximo de escala relativa: 0,2.

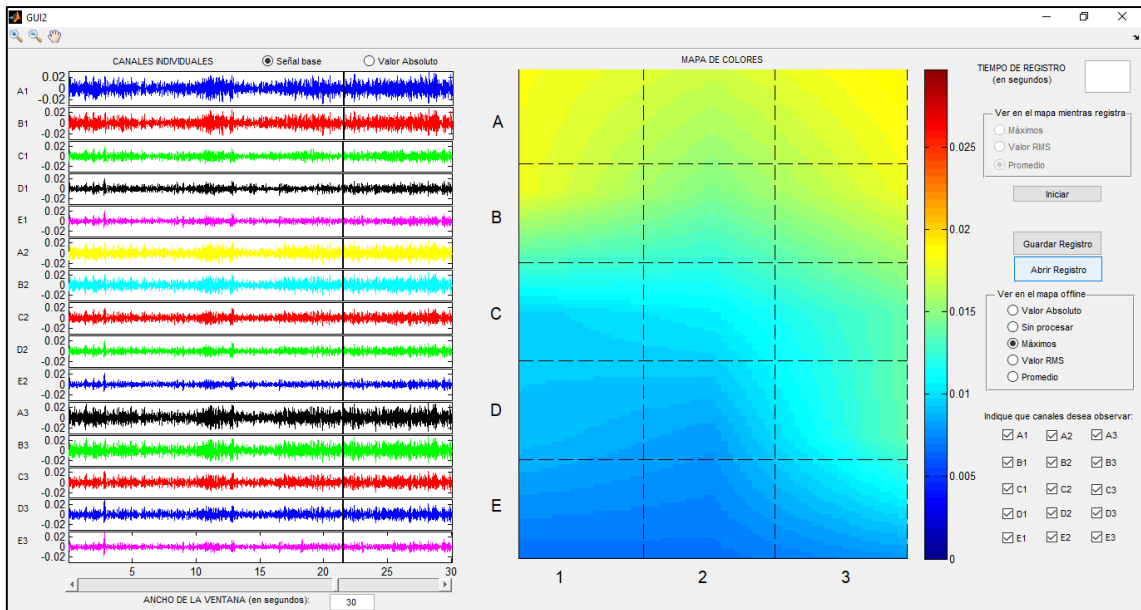


Figura 79. Registro de paciente 2, tríceps de miembro superior izquierdo sin actividad. Máximo de escala relativa 0,02.

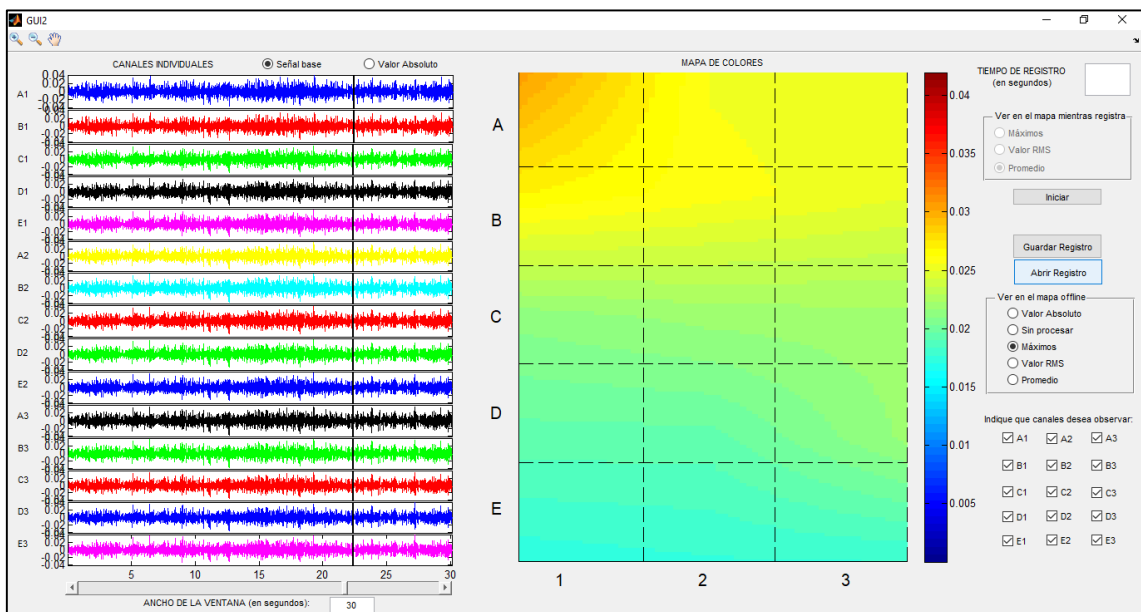


Figura 80. Registro de paciente 2, tríceps de miembro superior izquierdo sosteniendo una botella. Máximo de escala relativa 0,04.

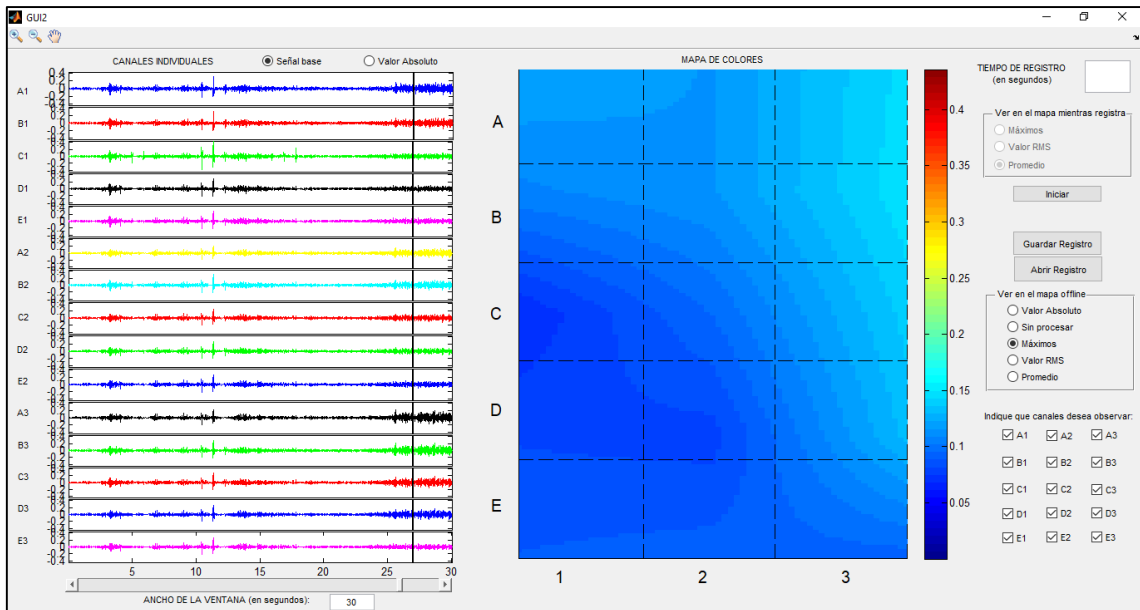


Figura 81. Registro paciente 2, tríceps de miembro superior izquierdo, en movimiento. Máximo de escala relativa: 0,4.

Voluntario sano 1, miembro superior izquierdo

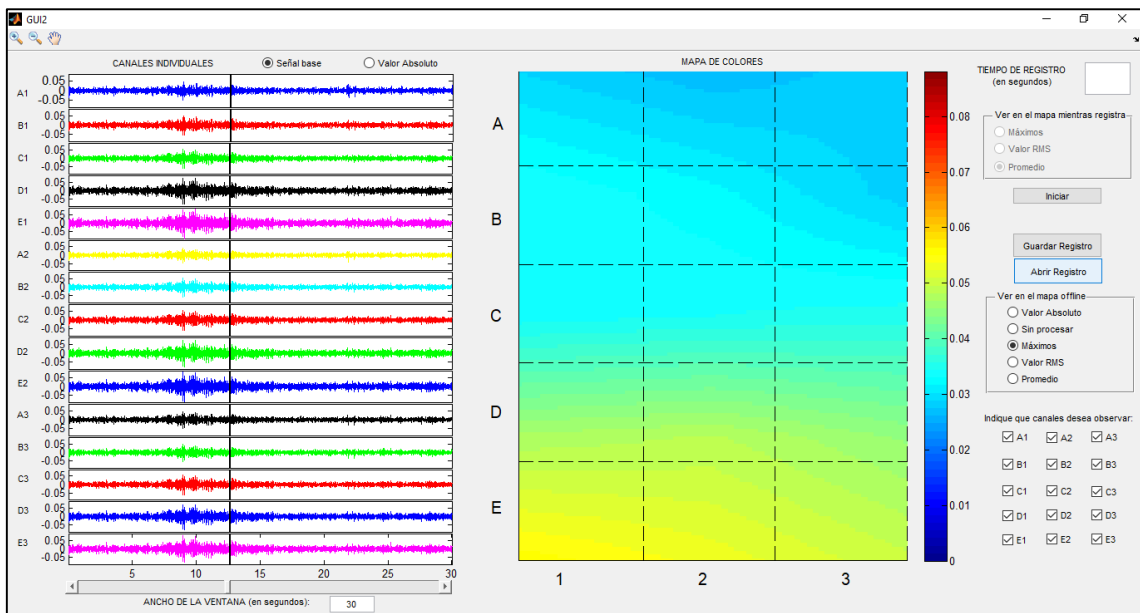


Figura 82. Registro voluntario sano 1, tríceps miembro superior izquierdo, sosteniendo una botella. Máximo de escala relativa: 0,05.

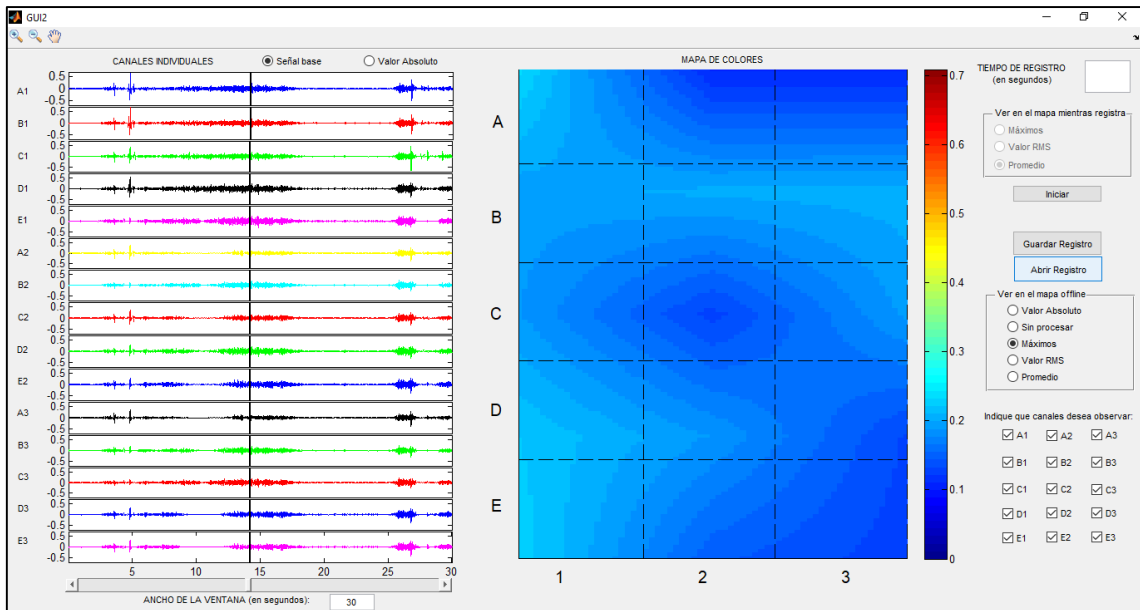


Figura 83. Registro voluntario sano 1, tríceps miembro superior izquierdo, en movimiento. Máximo de escala relativa: 0,5.

Voluntario sano 2, miembro superior izquierdo

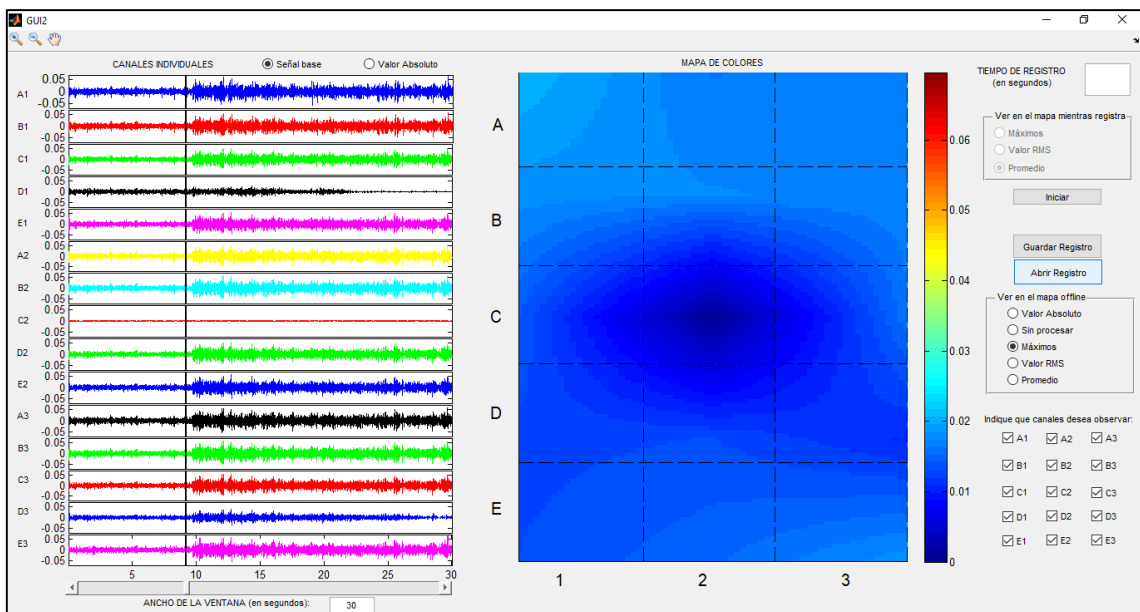


Figura 84. Registro de voluntario sano 2, tríceps miembro superior izquierdo, sosteniendo una botella. Máximo de escala relativa 0,05.

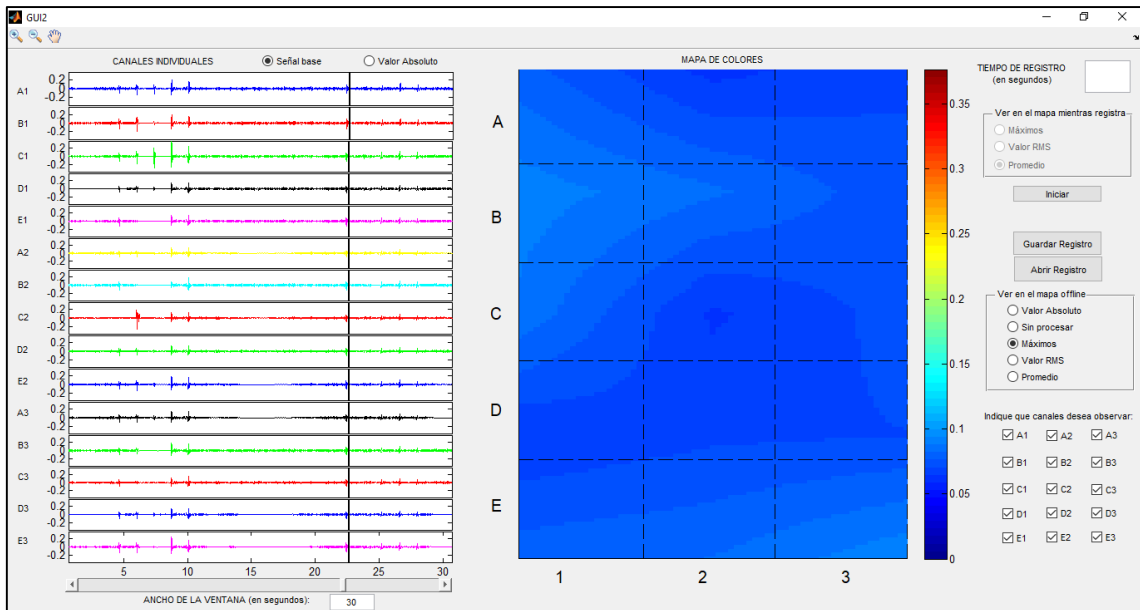


Figura 85. Registro de voluntario sano 2, tríceps de miembro superior izquierdo, realizando un movimiento. Máximo de escala relativa: 0,2.

Voluntario sano 4, miembro superior izquierdo

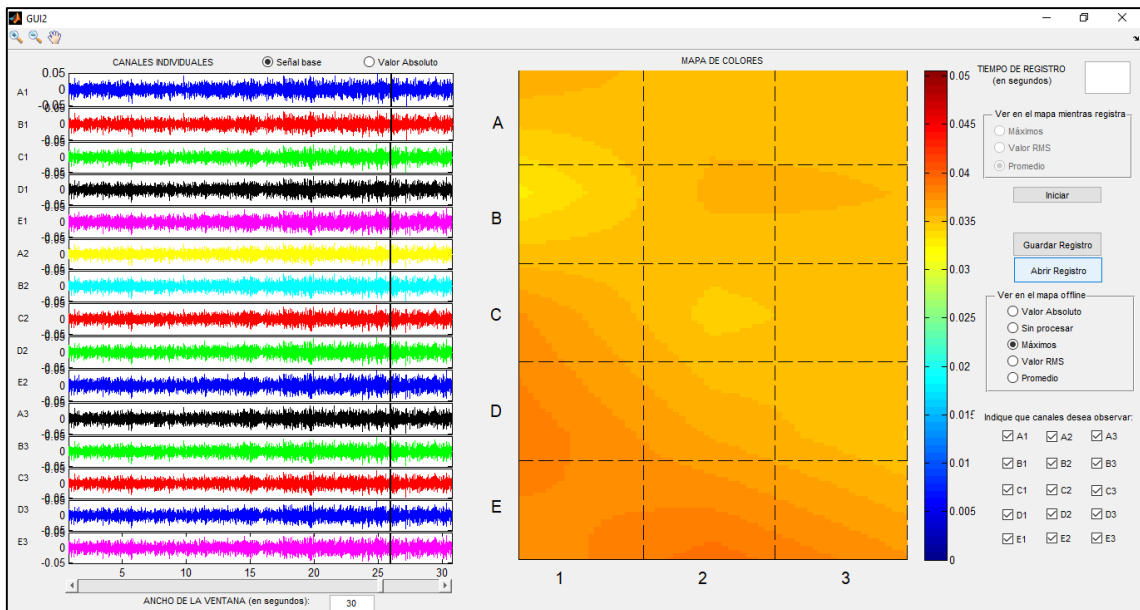


Figura 86. Registro de voluntario sano 4, tríceps miembro superior izquierdo, sosteniendo una botella. Máximo de escala relativa 0,05.

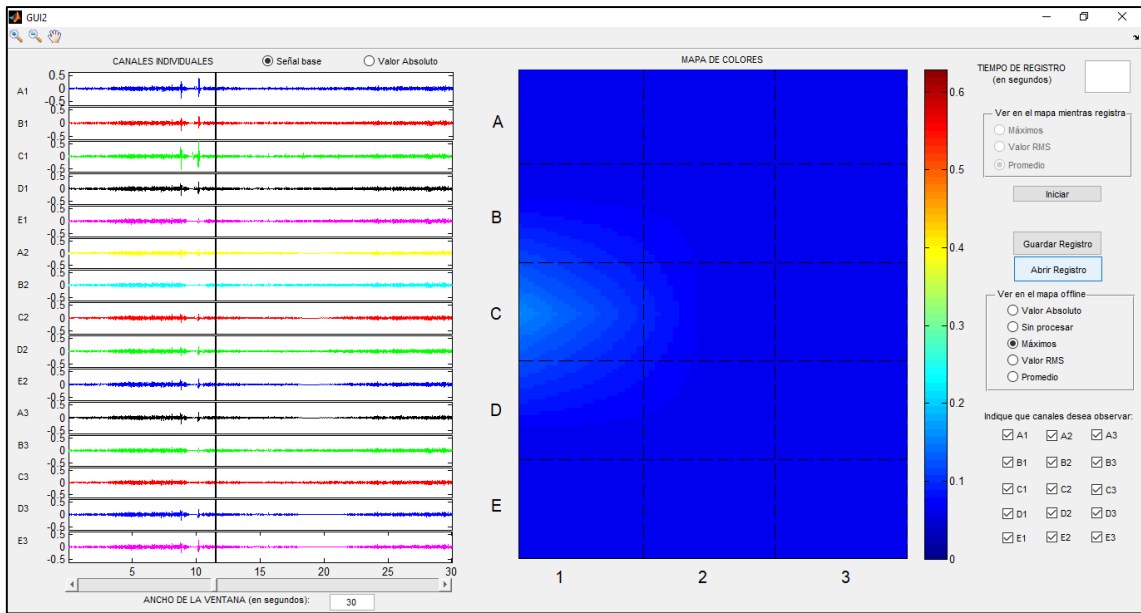


Figura 87. Registro de voluntario sano 4, tríceps de miembro superior izquierdo, realizando un movimiento. Máximo de escala relativa: 0,5.