



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

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Análisis EMG / ACC para diferenciar la habilidad quirúrgica entre
cirujanos laparoscopistas novatos y cirujanos laparoscopistas expertos

Tesis que presenta

Nestor Adrian Soto Rodríguez

para obtener el Grado de

Doctor en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Director de la Tesis: Dr. Daniel Lorias Espinoza

1 Agradecimientos

A mi padre porque me apoyó mientras estuvo en este mundo.

A mi madre porque siempre me ha alentado a ser mejor cada día.

Al doctor David Elías Viñas por darme la oportunidad de superarme.

Al doctor Daniel Lorias Espinoza por apoyarme para terminar este último paso.

Al Consejo Nacional de Humanidades Ciencia y Tecnología por el apoyo para llevar a cabo esta tesis.

2 Contenido

2.1 Tabla de contenido

1	Agradecimientos.....	1
2	Contenido	2
2.1	Tabla de contenido.....	2
2.2	Tabla de imágenes.....	6
3	Resumen	12
4	Abstract	13
5	Introducción	14
6	Objetivos	16
6.1	Objetivo general.....	16
6.2	Objetivos particulares	16
7	Antecedentes	17
7.1	Antecedentes de la cirugía laparoscópica	17
7.2	Simulación en procedimientos laparoscópicos	21
7.3	Actividad eléctrica de las células excitables	25
7.3.1	El estado de reposo	25
7.3.2	El estado activo.....	28
7.4	Fibras del musculo esquelético	31
7.5	Proceso de contracción muscular.....	33
7.6	Unidad Motora.....	34
8	Métodos y materiales	36
8.1	Trigno.....	36

8.2	Entrenador.....	38
8.3	Participantes.....	39
8.4	Protocolo de pruebas.....	40
8.5	Procesamiento de señales.....	50
8.6	Métricas.....	54
8.6.1	Frecuencia Media	56
8.6.2	Amplitud.....	58
8.6.3	Tiempo.....	59
8.6.4	Integración De Señal De Electromiografía.....	59
8.6.5	Integración De Señal De Acelerometría General	60
8.6.6	Integración De Señal De Acelerometría De Manos	60
8.6.7	Área Extraída.....	60
9	Resultados	64
9.1	Graficas.....	66
9.1.1	Resultados de Comparación de Tiempos de Actividad	66
9.1.2	Resultados de Comparación del Porcentaje de Área Extraída	67
9.1.3	Resultados de comparación de Integral de Aceleración de Manos	67
9.1.4	Resultados de Comparación de Amplitud Máxima Normalizada de EMG.....	68
9.1.5	Resultados de Comparación de la Integral de Acelerometría.....	71
9.1.6	Resultados de Comparación de Integración de la señal de EMG.....	74
9.1.7	Resultados de Comparación de Pendiente de Frecuencia Mediana	77
9.2	Análisis de resultados	80
9.2.1	Tiempo.....	81
9.2.2	Área Extraída.....	81
9.2.3	Integral de Aceleración de Mano Derecha	82

9.2.4	Amplitud Máxima de Trapecio Derecho	83
9.2.5	Amplitud Máxima de Deltoides Derecho.....	83
9.2.6	Amplitud Máxima de Deltoides Izquierdo	84
9.2.7	Amplitud Máxima de Bíceps Derecho	85
9.2.8	Amplitud Máxima de Bíceps Izquierdo.....	86
9.2.9	Amplitud Máxima de Antebrazo Derecho.....	87
9.2.10	Amplitud Máxima de Antebrazo Izquierdo.....	88
9.2.11	Integral de Acelerometría de Trapecio Derecho.....	88
9.2.12	Integral de Acelerometría de Trapecio Izquierdo.....	89
9.2.13	Integral de Acelerometría de Deltoides Derecho	90
9.2.14	Integral de Acelerometría de Deltoides Izquierdo.....	90
9.2.15	Integral de Acelerometría de Bíceps Derecho	91
9.2.16	Integral de Acelerometría de Pectoral Derecho.....	92
9.2.17	Integral de Acelerometría de Pectoral Izquierdo	92
9.2.18	Integral de Acelerometría de Antebrazo Derecho	94
9.2.19	Integral de EMG de Pectoral Derecho.....	94
9.2.20	Pendiente de Frecuencia Mediana de Bíceps Derecho	95
9.2.21	Pendiente de Frecuencia Mediana de Pectoral Derecho.....	96
9.2.22	Pendiente de Frecuencia Mediana de Antebrazo Derecho	97
9.3	Evaluación de resultados.....	99
9.3.1	Evaluación estadística.....	99
9.3.2	Análisis de resultados de acelerometría.....	102
9.4	Pruebas de Clasificación	106
10	Discusión	112
11	Conclusiones.....	115

12	Trabajo Futuro	117
13	Referencias	119
14	Apéndices	126
14.1	Apéndice A	126
14.2	Apendice B.....	133
14.3	Apendice C.....	140
14.4	Apéndice D	144
14.5	Apéndice E.....	145
14.6	Apéndice F.....	147
14.7	Apendice G	149
14.8	Apendice H	150
14.9	Apéndice I.....	151

2.2 Tabla de imágenes

Fig. 1 Lichtleiter de Bozzini.....	17
Fig. 2 Robot Da Vinci para cirugía laparoscópica.....	21
Fig. 3 Vista 2D en pantalla de un procedimiento 3D.....	22
Fig. 4 Simulador laparoscópico.....	23
Fig. 5 Membrana celular.....	26
Fig. 6 Diagrama de la bomba sodio - potasio.....	28
Fig. 7. Recreación de la forma de onda del potencial de acción.....	29
Fig. 8. Periodo refractario absoluto y relativo.....	30
Fig. 9. Fibra muscular y estructuras.....	31
Fig. 10. Micrografía del sarcoma.....	31
Fig. 11. Diagrama del sarcómero en extensión y contracción.....	32
Fig. 12. Diagrama de una unidad motora.....	34
Fig. 13. Grafica de frecuencia de estimulación vs fuerza de contracción.....	35
Fig. 14. Sistema Trigno con sensores en posición de carga.....	36
Fig. 15. Detalle de un sensor inalámbrico del sistema Trigno.....	37
Fig. 16 Entrenador tipo caja usado en este trabajo.....	38
Fig. 17. Ejemplo de ejercicio de corte de patrón circular.....	39
Fig. 18. Posición de colocación de sensores en músculos trapecios.....	41
Fig. 19. Posición de colocación de sensores en músculo deltoides.....	42
Fig. 20. Posición de colocación de sensor en músculo bíceps braquial.....	43
Fig. 21. Posición de colocación de sensores en músculos pectorales.....	44
Fig. 22. Posición de colocación de sensor en el antebrazo posterior.....	45
Fig. 23. Posición de colocación de sensores en el dorso de la mano.....	46
Fig. 24. Patrón circular usado en la prueba.....	47
Fig. 25. Instrumentos utilizados (arriba) Pinza laparoscópica Grasper de 5mm. (abajo) Tijera laparoscópica tipo Metzenbaum de 5mm.....	48
Fig. 26. Grafica comparativa de aceleración de mano atenuado y señal de sEMG, inicio de ejercicio.....	49

Fig. 27. Grafica comparativa de aceleración de mano atenuado y señal de sEMG, fin de ejercicio	50
Fig. 28. Grafica de señal de bíceps derecho de CVM segmentada con marcadores de inicio y fin.....	51
Fig. 29. Respuesta en frecuencia del filtro usado para la señal de sEMG.	52
Fig. 30. Respuesta en frecuencia del filtro usado para la señal de acelerometría.	53
Fig. 31. Grafica de las señales de acelerometría y electromiografía de bíceps derecho filtradas.	54
Fig. 32. Puntos de frecuencia mediana y ajuste lineal.....	57
Fig. 33. Frecuencia mediana y ajuste lineal del deltoides izquierdo, el efecto de la señal de 60 Hz es ligeramente visible.....	58
Fig. 34. Frecuencia mediana y ajuste lineal del pectoral izquierdo, el efecto de la señal de 60 Hz es ligeramente visible, así como la interferencia de la señal de electrocardiografía.	58
Fig. 35. Fotografías (izquierda) y sus binarizaciones (derecha).....	61
Fig. 36. Área de 100% representada con un círculo rojo.	62
Fig. 37. Grafica de caja y bigote que compara los tiempos de actividad entre expertos y novatos.	66
Fig. 38. Grafica de caja y bigote que compara el área extraída entre expertos y novatos.....	67
Fig. 39. Gráficas de caja y bigote que compara las integrales de acelerometría de (izquierda) mano izquierda entre expertos y novatos, (derecha) mano derecho entre expertos y novatos. .	67
Fig. 40. Grafica de caja y bigote que compara la amplitud máxima de EMG normalizado de (arriba, izquierda) trapecio derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) trapecio izquierdo entre expertos y novatos, (abajo, izquierda) deltoides derecho entre expertos y novatos y (abajo, derecho) deltoides izquierdo entre expertos y novatos.....	68
Fig. 41. Grafica de caja y bigote que compara la amplitud máxima de EMG normalizado de (arriba, izquierda) de bíceps derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) de bíceps izquierdo entre expertos y novatos (abajo, izquierda) de pectoral derecho entre expertos y novatos y (abajo, derecha) de pectoral izquierdo entre expertos y novatos.	69
Fig. 42. Grafica de caja y bigote que compara la amplitud máxima de EMG normalizado (izquierda) de supinador derecho entre expertos y novatos y (derecha) de supinador izquierdo entre expertos y novatos.	70

Fig. 43. Grafica de caja y bigote que compara la integral de acelerometría (arriba, izquierda) de trapecio derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) de trapecio izquierdo entre expertos y novatos, (abajo izquierda) de deltoides derecho entre expertos y novatos y (abajo derecha) de deltoides izquierdo entre expertos y novatos.....71

Fig. 44. Grafica de caja y bigote que compara la integral de acelerometría (arriba, izquierda) de bíceps derecho entre expertos y novatos, (arriba derecha) de bíceps izquierdo entre expertos y novatos, (abajo, izquierda) de pectoral derecho entre expertos y novatos y (abajo, izquierda) de pectoral izquierdo entre expertos y novatos.72

Fig. 45. Gráfica de caja y bigote que compara la integral de acelerometría (izquierda) de supinador derecho entre expertos y novatos y (derecha) de supinador izquierdo entre expertos y novatos.....73

Fig. 46. Grafica de caja y bigote que compara la integral de EMG (arriba, izquierda) de trapecio derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) de trapecio izquierdo entre expertos y novatos, (abajo izquierda) de deltoides derecho entre expertos y novatos y (abajo, derecha) de deltoides izquierdo entre expertos y novatos.....74

Fig. 47. Grafica de caja y bigote que compara la integral de EMG de (arriba, izquierda) bíceps derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) de bíceps izquierdo entre expertos y novatos, (abajo, izquierda) de pectoral derecho entre expertos y novatos y (abajo, derecha) de pectoral izquierdo entre expertos y novatos.75

Fig. 48. Grafica de caja y bigote que compara la integral de EMG de supinador (izquierda) derecho entre expertos y novatos e (derecha) izquierdo entre expertos y novatos.....76

Fig. 49. Grafica de caja y bigote que compara la pendiente de la frecuencia mediana entre (arriba, izquierda) trapecio derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) trapecio izquierdo entre expertos y novatos, (abajo, izquierda) deltoides derecho entre expertos y novatos y (abajo, derecha) deltoides izquierdo entre expertos y novatos.77

Fig. 50. Grafica de caja y bigote que compara la pendiente de la frecuencia mediana entre (arriba, izquierda) bíceps derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) bíceps izquierdo entre expertos y novatos, (abajo, izquierda), pectoral derecho entre expertos y novatos y (abajo, derecha) pectoral izquierdo entre expertos y novatos.78

Fig. 51. Grafica de caja y bigote que compara la pendiente de la frecuencia mediana entre (izquierda) antebrazo derecho entre expertos y novatos y (derecho) antebrazo izquierdo entre expertos y novatos.	79
Fig. 52. Grafica de Comparación de Tiempos de Expertos y Novatos.....	81
Fig. 53. Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Mano de Expertos y Novatos.	82
Fig. 54 Grafica de Comparación de Amplitud Máxima de Deltoides Derecho (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.	84
Fig. 55. Grafica de Comparación de Amplitud Máxima de Deltoides Izquierdo (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.	85
Fig. 56. Grafica de Comparación de Amplitud Máxima de Bíceps Derecho (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.	86
Fig. 57 Grafica de Comparación de Amplitud Máxima de Bíceps Izquierdo (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.	87
Fig. 58 Grafica de Comparación de Amplitud Máxima de Antebrazo Derecho de Expertos y Novatos.....	87
Fig. 59 Grafica de Comparación de Amplitud Máxima de Antebrazo Izquierdo de Expertos y Novatos.....	88
Fig. 60 Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Trapecio Derecho (izquierdo) de Expertos y Novatos y (derecho) vs Tiempo de Expertos y Novatos.	89
Fig. 61 Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Trapecio Izquierdo (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecho) vs Tiempo de Expertos y Novatos.	89
Fig. 62 Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Deltoides Derecho (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.....	90
Fig. 63 Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Deltoides Izquierdo (izquierdo) de Expertos y Novatos y (derecho) vs Tiempo de Expertos y Novatos.	91
Fig. 64 Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Bíceps Derecho (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.	91
Fig. 65 Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Pectoral Derecho (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.....	92

Fig. 66 Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Pectoral Izquierdo (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo Expertos y Novatos.	93
Fig. 67. Grafica de Comparación de Integral de EMG de Pectoral Derecho (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.	95
Fig. 68. Grafica de Comparación de Pendiente de Frecuencia Mediana de EMG (izquierda) de Bíceps Derecho de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.	96
Fig. 69. Grafica de Comparación de Pendiente de Frecuencia Mediana de EMG (izquierda) de Pectoral Derecho de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.	97
Fig. 70. Grafica de Comparación de Pendiente de Frecuencia Mediana de EMG (izquierda) de Antebrazo Derecho de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos. ...	98
Fig. 71. Amplitud máxima de bíceps derecho vs tiempo, con ambos grupos separados por una línea recta.....	100
Fig. 72. Pendiente de frecuencia mediana de antebrazo derecho vs tiempo, la mayor parte de los puntos se pueden dividir en dos grupos.....	101
Fig. 73. Pendiente de frecuencia mediana de bíceps derecho vs tiempo, al menos cinco puntos no son separables por la línea.	101
Fig. 74. Integral de aceleración de mano derecha vs tiempo, no hay forma evidente de separar ambos grupos dada la aglomeración de la mayor parte de las muestras en el cuadrante inferior izquierdo.	102
Fig. 75. Integral de aceleración derecha de expertos.....	103
Fig. 76. Integral de aceleración derecha de novatos.....	103
Fig. 77. Integral de aceleración izquierda de expertos	104
Fig. 78. Integral de aceleración izquierda de novatos	105
Fig. 79. Grafica de Amplitud Máxima de Bíceps Derecho vs Tiempo.....	106
Fig. 80. Resultados del entrenamiento de la máquina de soporte vectorial con los datos obtenidos.....	107
Fig. 81. Matriz de confusión con los resultados de evaluar los datos de entrenamiento.....	108
Fig. 82. Resultados del entrenamiento de la máquina de soporte vectorial con los datos obtenidos, esta vez con la integral de la aceleración del antebrazo derecho.	109
Fig. 83. Matriz de confusión con los resultados de evaluar los datos de entrenamiento.....	109

Fig. 84. Resultados del entrenamiento de la máquina de soporte vectorial con los datos obtenidos, esta vez con la frecuencia mediana del antebrazo derecho. 110

Fig. 85. Matriz de confusión con los resultados de evaluar los datos de entrenamiento. 111

3 Resumen

Propósito: El objetivo de este trabajo es identificar métricas adecuadas para llevar a cabo la diferenciación entre personal con habilidad laparoscópica básica y avanzada con miras a integrar un sistema capaz de diferenciar entre unos y otros de manera objetiva.

Métodos: señales EMG y ACC fueron obtenidas de 14 participantes (seis expertos y ocho estudiantes) realizando tareas de corte de patrón circular usando un entrenador laparoscópico de caja junto con el sistema portátil Delsys Trigno de 16 sensores inalámbricos. Los sensores fueron colocados en los músculos proximales y distales de las extremidades superiores, así como en músculos de la espalda. Siete métricas de evaluación fueron propuestas y comparadas entre cirujanos novatos y experimentados.

Resultados: los músculos proximales y distales del brazo fueron más activos al ejecutar tareas laparoscópicas. La experiencia laparoscópica fue asociada con diferencias en amplitud EMG, actividad muscular A_{avg} ($iEMG$), aceleración de la mano ($iACH$), movimiento del usuario (iAC) y fatiga muscular. Para la tarea de corte, el EMG del deltoides, bíceps, antebrazo y el movimiento del usuario fueron significativamente diferentes entre los grupos de experiencia.

Conclusión: Se demuestra que la actividad y las distintas características de activación de los grupos musculares analizados difieren de maneras cuantificables y que los métodos presentados permiten, al menos en parte diferenciar entre los grupos propuestos al inicio, aunque faltan métodos para determinar el grado de destreza de los individuos.

4 Abstract

Purpose: The objective of this work is to identify suitable metrics to differentiate between personnel with basic and advanced laparoscopic skills, with aim to integrate a system capable of differentiating between them objectively.

Methods: EMG and ACC signals were obtained from 14 participants (six experts, eight medical students) performing circular pattern cutting tasks, using a laparoscopic box trainer with the Trigno (Delsys Inc., Natick, MA) portable wireless system of 16 wireless sensors. Sensors were placed on the proximal and distal muscles of the upper extremities. Seven evaluation metrics were proposed and compared between skilled and novice surgeons.

Results: The proximal and distal arm muscles (trapezius, deltoids, biceps, and forearms) were most active while executing laparoscopic tasks. Laparoscopic experience was associated with differences in EMG amplitude (EMG), muscle activity *Aavg (iEMG)*, hand acceleration (*iACH*), user movement (*iAC*), and muscle fatigue. For the cutting task, the deltoid, bicep, forearm EMG amplitude, and user movement significantly differed between experience groups.

Conclusion: It is shown that the activity and the different activation characteristics of the analyzed muscle groups differ in quantifiable ways, and that the presented methods allow, at least in part, to differentiate between the groups proposed at the beginning, although, it is necessary develop methods to determine the degree of skill of the participants.

5 Introducción

El alto costo de modelos animales y el tiempo clínico limitado para acomodar educación quirúrgica y entrenamiento para cirugía mínimamente invasiva (MIS) han llevado al incremento en el uso de simuladores y sus sistemas de evaluación asociados. Los simuladores laparoscópicos han ayudado a los aprendices a adquirir habilidades quirúrgicas básicas en el laboratorio, mientras se reserva el quirófano para el entrenamiento de habilidades avanzadas, remarcando la importancia de las aproximaciones educacional y evaluativa en entrenamiento quirúrgico [1,2].

Algunas aproximaciones tecnológicas creativas han sido propuestas para cuantificar el desarrollo de habilidades laparoscópicas; por ejemplo, el bien conocido Sistema Inanimado McGill de capacitación y evaluación de habilidades laparoscópicas (MISTELS) [3]; Retroalimentación formativa de sutura (FFT) [4]; la herramienta de evaluación de competencia (LS-CAT) [5]; y el sistema de puntuación MISTELS modificado [3].

Estos sistemas están basados en el número de errores, tiempo y precisión, pero tienen la limitación de solo evaluar la ejecución de la tarea. Un análisis más fundamental del movimiento requiere evaluar cómo es ejecutada en tiempo real en base a nuevas y útiles métricas físicas tales como tiempo de ejecución, velocidad, distancia recorrida por el instrumento, distancia de los movimientos, percepción de profundidad, aceleración y temblor involuntario. Sin embargo, una desventaja es que los instrumentos deben ser modificados con marcadores activos o pasivos y calibración apropiada de software [6,7], un ejemplo es el usado en el seguimiento en video para evaluación objetiva [8], SIMULAP [9], y rastreo de instrumento virtual [10].

Una oportunidad para la evaluación objetiva y con gran sensibilidad de habilidades es registrando la actividad muscular. Esto puede ser conseguido mediante la electromiografía (EMG) o registrando la actividad térmica del musculo durante la ejecución de la tarea [11], la

imagen térmica es desventajosa por el retraso inherente entre el calor generado por el musculo y su transmisión a la piel. Mientras el EMG es útil para grabar la actividad muscular, hasta la fecha ha sido usado para registrar fatiga, ergonomía, e inclusive estrés, en vez de cuantificar destreza laparoscópica [12,14].

Hay también otras soluciones tecnológicas a la evaluación de la cirugía laparoscópica, por ejemplo, mediante la evaluación digital de los movimientos del cirujano usando sistemas hápticos, cámaras web, e inclusive sensores tipo pirómetro, así como nuevos e innovadores dispositivos como los producidos por Leap Motion. La principal limitación de los sistemas hápticos es que limitan el movimiento natural del cirujano y no todos ellos permiten el uso de instrumentos, y la cirugía laparoscópica es llevada a cabo con cuatro grados de libertad (4DOF, dentro-fuera, izquierda-derecha, arriba-abajo, y giro en su propio eje [13]) La principal limitación de las webcams es el ruido generado por los colores circundantes, luces, o la pérdida de visión directa entre el sensor y la cámara [15,10,16,11].

En este proyecto se busca establecer si: (I) la actividad electromiográfica de un cirujano ejecutando una tarea de corte es afectada por su nivel de experiencia en cirugía laparoscópica y (II) las métricas pueden ser definidas basadas en actividad EMG/ACC y relacionadas al nivel de experiencia laparoscópica. Se tiene la hipótesis que el registro EMG es afectado por la experiencia laparoscópica del participante ejecutando determinada tarea, en este caso realizando un corte circular usando un entrenador físico.

6 Objetivos

6.1 Objetivo general

El objetivo principal de este trabajo es llevar a cabo un análisis cuantitativo entre diversas métricas o características para conseguir diferenciar entre usuarios con habilidades quirúrgicas laparoscópicas desarrolladas y usuarios con habilidades quirúrgicas laparoscópicas no desarrolladas, esto para conseguir evaluar el desarrollo de las habilidades de cirujanos laparoscopistas de manera objetiva mediante el análisis de la señal de EMG y acelerometría.

6.2 Objetivos particulares

Dentro de los objetivos particulares de este trabajo se encuentran:

1. Medición de señales de electromiografía y acelerometría en participantes con diferentes niveles de destreza laparoscópica.
2. Procesamiento de señales EMG y acelerométrica (Normalización, filtrado y procesamiento de las señales obtenidas para la posterior obtención de métricas).
3. Análisis estadístico de las métricas obtenidas para verificar diferencia entre grupos.
4. Implementación de sistemas de clasificación de aprendizaje supervisado para diferenciar entre grupos.

7 Antecedentes

La cirugía laparoscópica es una técnica quirúrgica en la que se crean puertos (trocares) en el abdomen a través de incisiones pequeñas. Se insertan instrumentos largos y estrechos a través de estos trócares para que el cirujano manipule el tejido.

7.1 Antecedentes de la cirugía laparoscópica

El uso de dispositivos de visualización intracorpóreos data del período grecorromano, se sabe que Hipócrates (c. 460-370 a.C.) realizó una anoscopia para diagnosticar fístulas y hemorroides [17]. Sin embargo, las limitaciones de iluminación y óptica impidieron el uso de estos aparatos hasta principios del siglo XIX, cuando Philipp Bozzini desarrolló el Lichtleiter (conductor de luz) en 1805. Este instrumento empleaba una vela, espejos y varios espéculos para ver el recto, vagina, uretra y vejiga [18], un bosquejo de este instrumento se muestra en la Fig. 1.

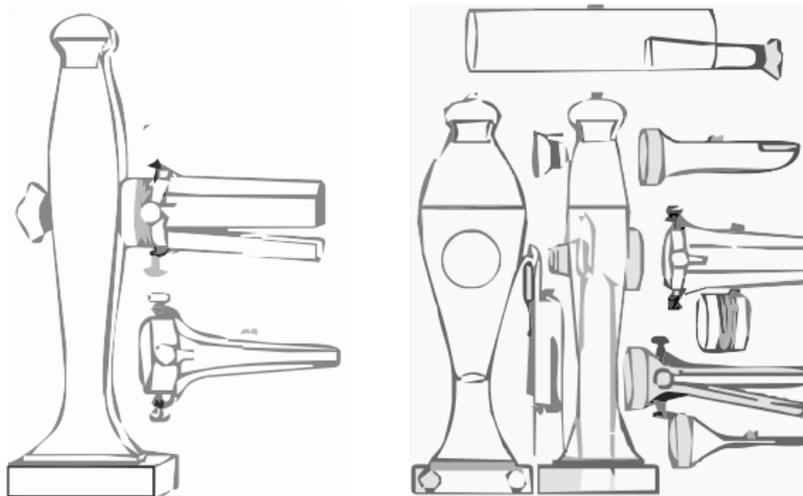


Fig. 1 Lichtleiter de Bozzini.

El siguiente avance fue en 1853 con Antonin Desormeaux y el desarrollo de su endoscopio que quemaba alcohol y trementina como fuente de luz y empleaba un sistema de lentes para estrechar e intensificar la iluminación del campo visual [19].

Los principales avances a finales del siglo XIX incluyeron el desarrollo de la bombilla incandescente de Thomas Edison y el sistema óptico de tres lentes de Maximilian Nitze y Reinecke, ambos en 1879. Estas dos tecnologías permitieron el desarrollo de los primeros endoscopios y cistoscopios viables por varios individuos casi al mismo tiempo, incluido Newman en 1883, Leiter en 1886 y Nitze en 1887 [20].

Con la ayuda de estos instrumentos la mayoría de los procedimientos endoscópicos de cavidad abierta (es decir, aquellos con acceso a través de orificios naturales) se habían convertido en una práctica clínica común a fines del siglo XIX [21]. Sin embargo, no fue sino hasta el siglo XX que se intentó la endoscopia de cavidad cerrada.

La laparoscopia (del griego lapro, flanco y skopein, examinar) fue realizada por primera vez en 1901 por George Kelling de Dresden, Alemania, utilizando un cistoscopio Nitze con un perro. Kelling llamo a este procedimiento Kolioskopie y lo describió en un informe publicado en Minchener Medizinische Wochenschrift en enero de 1902 [22].

En 1910, de nuevo en Minchener Medizinische Wochenschrift, Hans Christian Jacobaeus de Estocolmo, Suecia, informó sobre la primera laparoscopia y toracoscopia en humanos, describiendo el diagnóstico endoscópico de tuberculosis intraabdominal, cirrosis, sífilis y malignidad [23].

El primer libro sobre laparoscopia y toracoscopia fue escrito y publicado por Roger Korbsch de Munich, Alemania, en 1927; en este texto amplió las indicaciones de estos procedimientos para incluir cualquier trastorno de estas cavidades que no pudiera ser diagnosticado por otros métodos [17]. También en 1927, Heinz Kalk de Berlín, un hepatólogo, introdujo una versión

mejorada del endoscopio oblicuo de visión frontal (45°), que mejoró la orientación del operador y redujo el punto ciego del campo operatorio a aproximadamente 10 grados [24].

El uso de CO₂ para crear un neumoperitoneo fue recomendado por primera vez en 1924 por Richard Zollikofer de Suiza. Se prefirió el CO₂ al aire y al nitrógeno debido a su naturaleza no inflamable y su rápida reabsorción por el peritoneo. La ruta preferida de insuflación fue la aguja de Veress, introducida por Janos Veress de Hungría en 1938 [18,25]. Este dispositivo incorpora un obturador romo accionado por resorte en su punta, que protege las vísceras internas de la punta afilada de la aguja una vez que ha penetrado en la fascia y el peritoneo.

Desde principios de la década de 1930, ginecólogos de todo el mundo han realizado ligaduras de trompas con técnicas laparoscópicas. Cabe destacar que, en los Estados Unidos, el procedimiento endoscópico abdominal preferido hasta mediados del siglo XX fue la culdoscopia, desarrollada por los ginecólogos estadounidenses Decker y Cherry [26, 27].

Las décadas de 1960 y 1970 trajeron dos avances importantes que fueron esenciales para el uso generalizado de la laparoscopia. El primero fue la introducción en 1960 del sistema de lentes de varilla o fibroscopio por parte de Harold Hopkins de Inglaterra [28].

El segundo, en 1957, fue la transmisión de luz fría a través de cables de fibra óptica desarrollados por el gastroenterólogo Hirschowitz [29]. La combinación de estas dos tecnologías posicionó a la laparoscopia como una modalidad terapéutica viable para una variedad de problemas.

El insuflador automático fue diseñado por el ginecólogo e ingeniero Karl Semm en 1966 y redujo en gran medida los efectos adversos del neumoperitoneo, como el compromiso hemodinámico o pulmonar y la hipercapnia [18].

La técnica de corte y visualización directa de la cavidad peritoneal antes de colocar un trocar obturado como fue introducida por Hasson en 1974 y se denominó oberlaparoscopia o técnica de Hasson [29].

7.2 Simulación en procedimientos laparoscópicos

Tanto la forma en que se presta la asistencia sanitaria como la formación de los cirujanos ha experimentado cambios significativos en los últimos años. Numerosos estudios han demostrado que el 10% de los pacientes hospitalizados experimentan un evento negativo que no está relacionado con su enfermedad, sino con la atención que reciben [31, 32]. En consecuencia, no es de extrañar que se hayan planteado preguntas acerca de la educación médica.

En este contexto, la tecnología sigue desarrollándose rápidamente y beneficia enormemente a los pacientes. La popularidad de la cirugía robótica, cuyo ejemplo sería el robot daVinci de la Fig. 2 y la cirugía mínimamente invasiva ha dado como resultado una recuperación más rápida de la cirugía, menos dolor posoperatorio y una estancia hospitalaria más breve. Sin embargo, las circunstancias son menos que ideales para el cirujano.

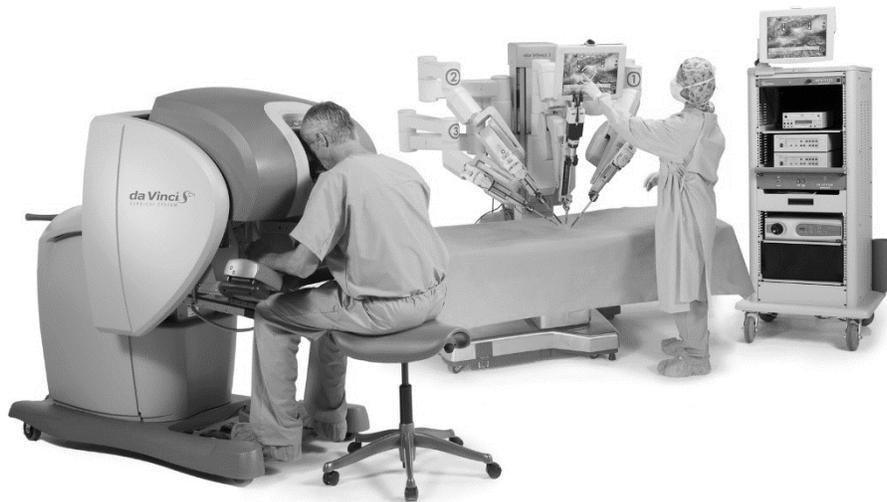


Fig. 2 Robot Da Vinci para cirugía laparoscópica.

Estas nuevas tecnologías han creado nuevas dificultades [33]. Estas dificultades incluyen la pérdida de retroalimentación táctil, el uso de instrumentos de manera contraria a la intuición

debido al efecto de fulcro, el uso de una pantalla 2D para "mirar" un campo 3D como se muestra en la Fig. 3 y problemas con la coordinación ojo-mano [34].



Fig. 3 Vista 2D en pantalla de un procedimiento 3D.

Estas técnicas tienen curvas de aprendizaje pronunciadas, lo cual es apropiado dado el compromiso de tiempo necesario [35,36]. Estas habilidades no se pueden desarrollar en pacientes reales debido a las estrictas normas medicolegales relativas a la seguridad del paciente y cuestiones éticas.

Además de la práctica clínica, la simulación presenta un escenario prometedor para la formación [37]. Brinda al cirujano la oportunidad de aprender a su propio ritmo, sin poner en riesgo a los pacientes y en un entorno seguro y controlado [38].

La evidencia sugiere que el conocimiento adquirido en un entorno virtual se puede aplicar en un entorno del mundo real [39], lo que hace que el potencial de capacitación para procedimientos quirúrgicos complejos sea extremadamente deseable.

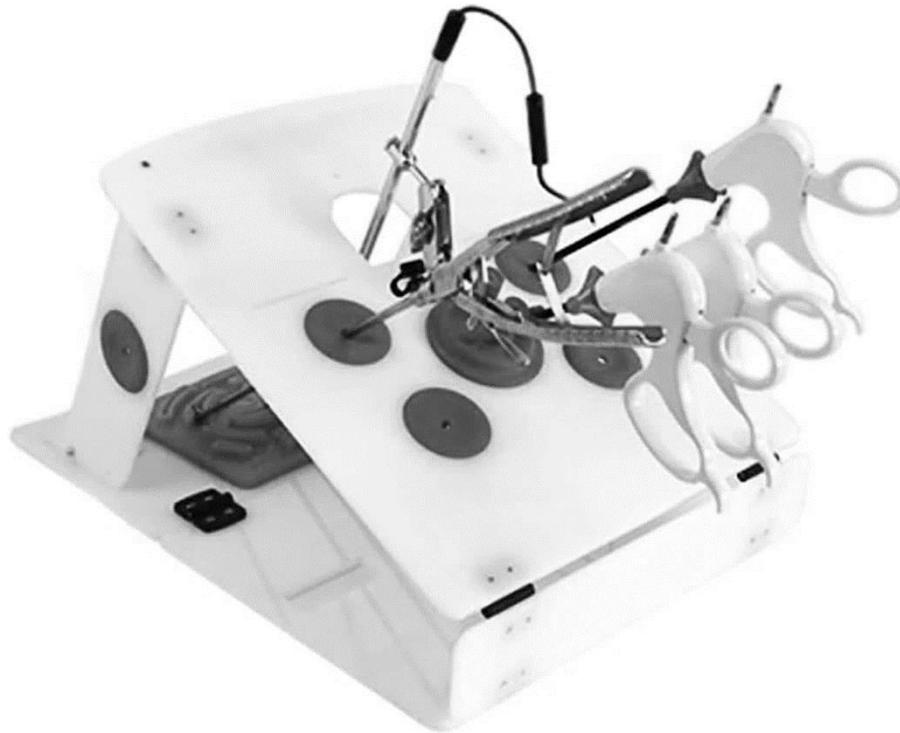


Fig. 4 Simulador laparoscópico.

En general, la cirugía ha tardado más en adaptarse que otras especialidades médicas. Los altos costos y la falta de simuladores que hayan sido validados para enseñar la tarea en particular son dos causas de esto.

Con una mayor investigación de validación [40] y el desarrollo de soluciones menos costosas, como el simulador tipo caja de la Fig. 4, que hacen que las ventajas de la simulación sean más accesibles [41, 42], estos problemas comienzan a resolverse gradualmente.

En el campo de la cirugía se requiere de una sólida comprensión técnica de cómo llevar a cabo cualquier procedimiento. La habilidad técnica de un cirujano es un determinante significativo del desempeño y el resultado porque representa casi la mitad de todos los eventos adversos [32]. La simulación es particularmente útil durante las ciertas etapas del entrenamiento en donde el

cirujano desarrollara las siguientes habilidades técnicas de CMI (cirugía mínimamente invasiva):

- Tareas simples con una cantidad decreciente de oportunidades para la capacitación basada en la experiencia. En el pasado, los talleres de habilidades quirúrgicas se han utilizado para enseñar a las personas cómo realizar procedimientos simples como la cistoscopia utilizando tejidos artificiales y derivados de animales.
- Tareas que impliquen un alto grado de riesgo, para las cuales el entrenamiento tradicional del Modelo Maestro-Aprendiz (MAM) pone a los pacientes en un riesgo inaceptable. El uso de simuladores de realidad virtual para entrenar a los cirujanos en procedimientos mínimamente invasivos ha crecido en los últimos cinco a diez años [43].
- Debido a la rareza de las crisis, las asignaciones de gestión de crisis evitan que los estudiantes aprendan o practiquen las habilidades necesarias. Se pueden usar diferentes simuladores quirúrgicos o modelos sintéticos para simular eventos poco comunes, y los escenarios se pueden variar. Los eventos raros son difíciles de experimentar, y mucho menos de dominar, en el entrenamiento tradicional, y las reacciones de los alumnos ante ellos varían mucho entre sí.

Al garantizar que cada alumno cumpla con los objetivos de capacitación específicos, la simulación puede compensar esta experiencia mixta. La ciencia de la evaluación de habilidades ha sido destacada por este énfasis en la simulación para el entrenamiento de habilidades técnicas de CMI.

El desarrollo de las habilidades laparoscópicas implica una mejora progresiva en precisión de los movimientos y por tanto un mejor control de la musculatura implicada, para la comprensión adecuada de estas habilidades es necesario comprender también los principios fisiológicos subyacentes al funcionamiento de los músculos.

7.3 Actividad eléctrica de las células excitables

Los potenciales bioeléctricos son el resultado de la actividad electroquímica de algunos tipos de células, estas células conocidas como excitables son las que componen los tejidos nervioso, muscular y glandular.

Las células excitables cuentan con un potencial de reposo y un potencial de acción, este último es el más relevante y solo se exhibe cuando la célula es estimulada con una señal de características adecuadas [44].

7.3.1 El estado de reposo

Cada célula excitable mantiene una diferencia de potencial entre el medio externo y su interior, se considera que este potencial es estático, o sea que no varía a menos que reciba un estímulo adecuado. Este potencial de la célula en reposo está en el rango de -40mV a -90mV , este valor relativo al medio externo [45].

La membrana celular es un complejo lipoproteico muy delgado (7 a 15 nm) que es esencialmente impermeable a las proteínas intracelulares y otros aniones orgánicos (A^-) [46].

La membrana celular cuenta con un grosor de 5 a 15 nm, entre las funciones básicas de la membrana celular esta la compartimentalización, o sea la división de los organelos del resto del medio, son barreras selectivamente permeables, se profundizará en este tema más adelante, y cuentan con la función de llevar a cabo un transporte de sustancias entre el medio y el interior de la célula, así como responder a determinadas señales.

La membrana celular está compuesta por lípidos y proteínas, la proporción varía según el tipo de célula y dependen de la función a realizar de la célula, los lípidos contenidos en la membrana

son anfipáticos, lo que implica que contienen regiones hidrófobas e hidrófilas, esta propiedad es relevante para explicar la estructura de la membrana que está compuesta por una bicapa lipídica con un interior hidrófobo y un exterior hidrófilo [47], un diagrama detallado de la estructura de la membrana se muestra en la Fig. 5.

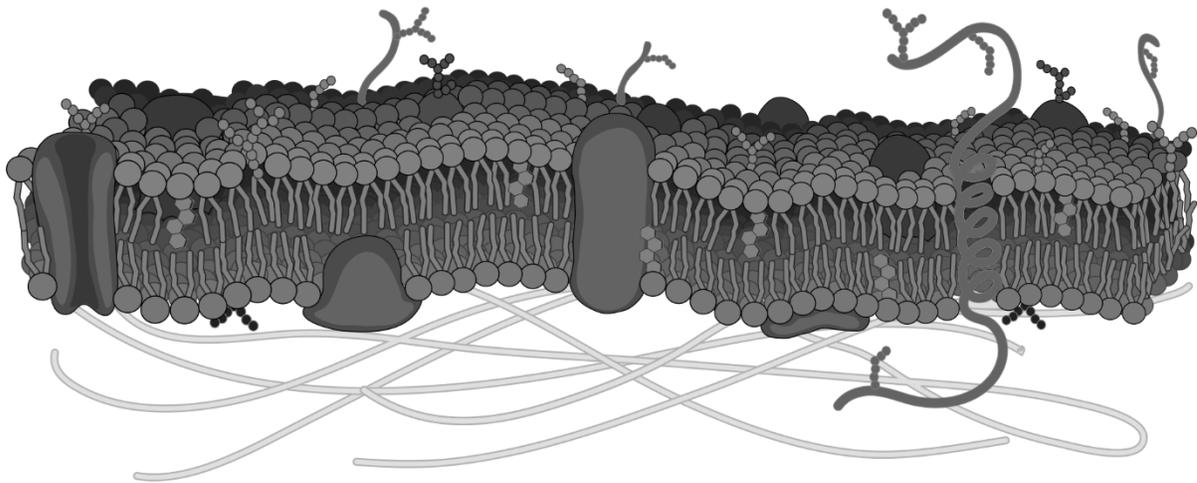


Fig. 5 Membrana celular.

El número de proteínas de la membrana celular depende del tipo de célula, este suele ser de más o menos una docena a 50, cada proteína ocupa un rol especializado en la membrana. Hay tres tipos de proteínas, estas son integrales, periféricas y ancladas a lípidos.

La membrana en el estado de reposo es ligeramente permeable a Na^+ y en cambio altamente permeable a K^+ y Cl^- [48].

La permeabilidad de la membrana en reposo al ion potasio (P_K) es aproximadamente 50 a 100 veces más grande que su permeabilidad al ion sodio (P_{Na}) [49].

Normalmente, la concentración de K^+ del medio interno (citósol) es unas 56 veces mayor que la del medio externo (baño). Esta diferencia de concentración crea un gradiente que va desde el

interior al exterior de la célula. El flujo del ion K^+ a lo largo de este gradiente tiene el efecto de hacer que el interior de la célula sea más negativo, esto debido a la extracción de las cargas positivas del interior. Por ello se genera una diferencia de potencial entre el interior y el exterior de la membrana, este campo eléctrico tiende a inhibir el flujo de los iones positivos hacia afuera (K^+) así como el flujo hacia adentro de los iones positivos (Cl^-).

Las fuerzas de difusión y eléctricas de la membrana se oponen entre sí, al final se alcanza un balance entre ambas, el potencial de membrana al que se alcanza este equilibrio se conoce como potencial de equilibrio, si se considera el ion K^+ se puede usar la ecuación de Nernst:

$$E_K = \frac{RT}{nF} \ln \frac{[K]_o}{[K]_i} = 0.0615 \log_{10} \frac{[K]_o}{[K]_i} (V)$$

Donde n es la valencia de K^+ , $[K]_i$ y $[K]_o$ son las concentraciones intracelular y extracelular de K^+ en moles por litro, R es la constante de gas universal, T es la temperatura absoluta en $^{\circ}K$ y F es la constante de Faraday [50].

Mantener el desbalance iónico entre el medio interno y externo de la célula requiere un transporte activo constante de especies iónicas en contra de los gradientes electroquímicos. El mecanismo de transporte activo está localizado dentro de la membrana y se conoce como la bomba sodio-potasio. Activamente transporta Na^+ fuera de la célula y K^+ hacia adentro en una proporción 3 Na^+ :2 K^+ . La bomba sodio potasio ayuda a incrementar la negatividad del potencial intracelular. La energía para la bomba es provista por el ATP [51] como se muestra en el diagrama de la Fig. 6.

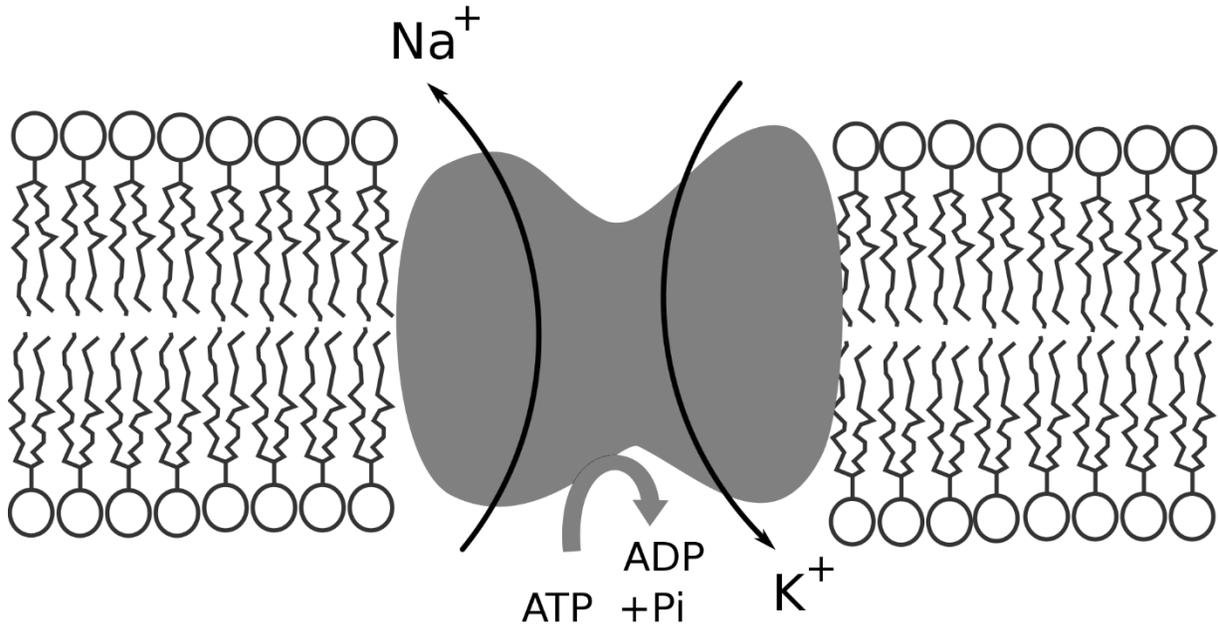


Fig. 6 Diagrama de la bomba sodio - potasio.

7.3.2 El estado activo

Además de lo antes mencionado, las células excitables pueden conducir un potencial de acción cuando un estímulo adecuado es aplicado, se considera un estímulo adecuado aquel que provoca una despolarización de la membrana celular, de manera que se sobrepasa un umbral y termina creándose un potencial de acción, este potencial de acción de todo o nada es una breve perturbación transitoria del potencial de membrana, que viaja de manera no atenuada y a velocidad constante a lo largo de la membrana [52]. Dada la existencia del potencial de membrana en estado de reposo se dice que la membrana esta polarizada, si este potencial baja se habla de despolarización y si sube se considera hiperpolarización. La propiedad de todo o nada del potencial de acción significa que el potencial de membrana pasa por un cambio de potencial del nivel de reposo de una cierta cantidad por una duración fija de tiempo, este ciclo es característico de las células excitables. El origen del potencial de acción se encuentra en la naturaleza dependiente del voltaje y tiempo de las permeabilidades de la membrana a iones específicos, notablemente Na^+ y K^+ .

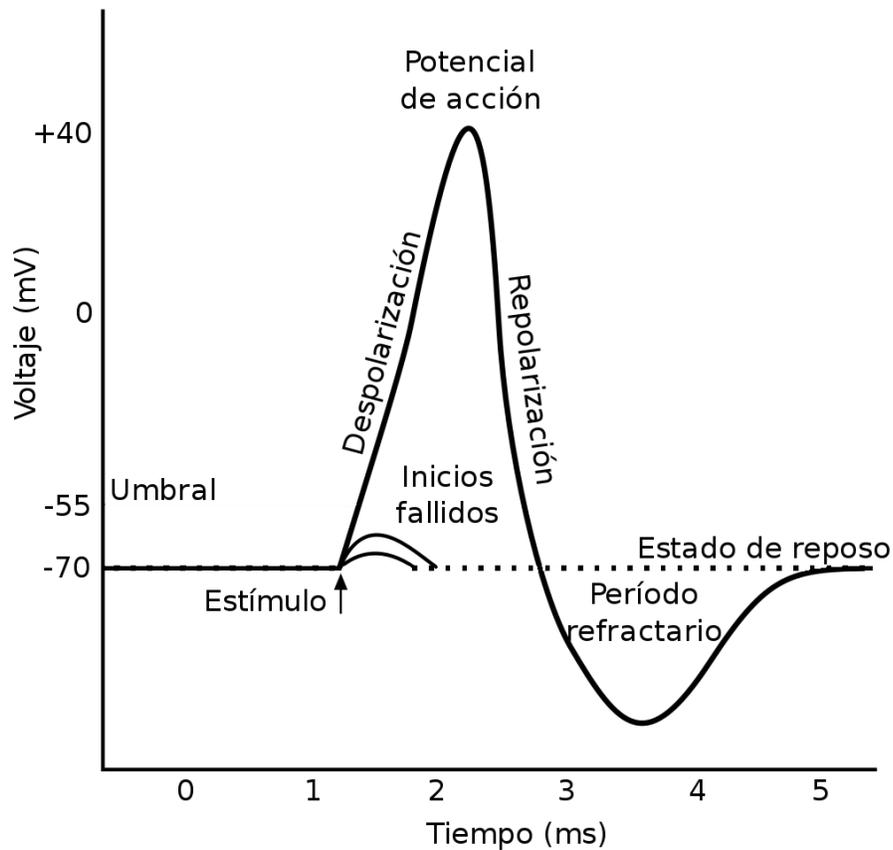


Fig. 7. Recreación de la forma de onda del potencial de acción

Así como la membrana se despolariza, la permeabilidad de la membrana al sodio se incrementa significativamente. Como resultado, Na^+ se precipita en el medio interno de la célula, generando una despolarización mayor lo que incrementa aún más la conductancia al Na^+ . Si el umbral del potencial de membrana es superado, este proceso es auto regenerativo y lleva a una despolarización descontrolada. Bajo estas condiciones, el voltaje de membrana tiende a aproximarse al potencial de Nernst de sodio, que tiene un valor de aproximadamente $+60mV$. Sin embargo, v_m nunca llega a este nivel por dos factores: la conductancia de Na no solo depende del voltaje si no también del tiempo, y además tiene una duración pequeña en comparación con el potencial de acción. Hay un incremento retrasado en la conductancia de K que actúa como una influencia hiperpolarizante, tendiendo a restaurar el potencial de membrana a su nivel basal [53], en la Fig. 7 se puede ver una representación general del proceso de despolarización.

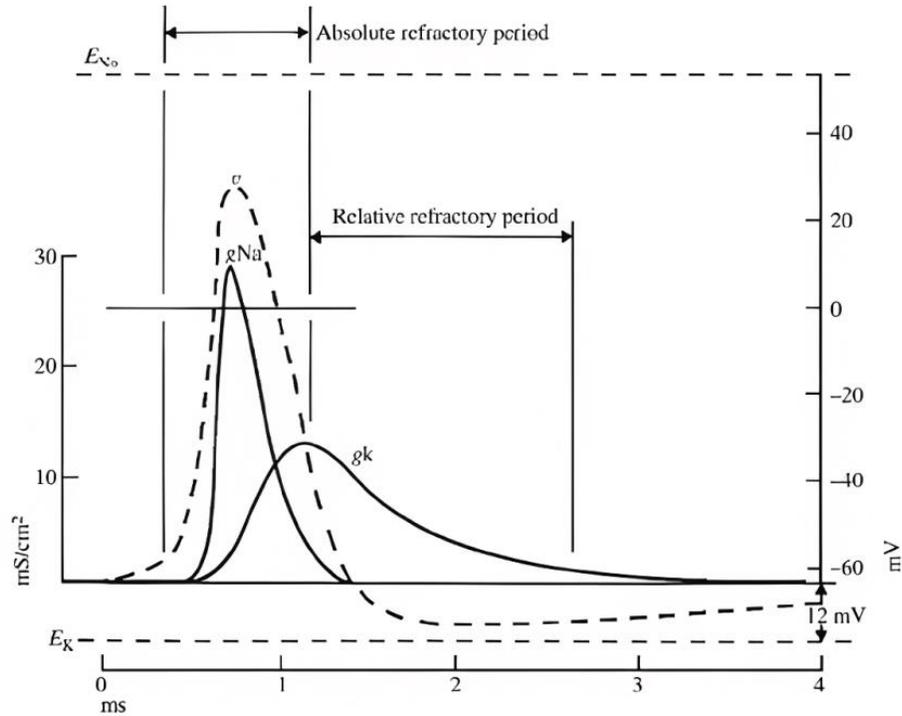


Fig. 8. Periodo refractario absoluto y relativo

Así como el voltaje de membrana regresa a su nivel de reposo, la conductancia de K sigue elevada con respecto a su nivel base y regresa a ese valor lentamente siguiendo un patrón de tiempo exponencial. Así como K^+ continúa dejando la célula durante este tiempo, la membrana se hiperpolariza y se produce un impulso más negativo en la forma de onda del potencial transmembrana.

Cuando una membrana excitable produce un potencial de acción en respuesta a un estímulo adecuado, la habilidad de la membrana de responder a un segundo estímulo es severamente alterado. Durante la porción inicial del potencial de acción, la membrana no puede responder a ningún estímulo, sin importar lo intenso de este. Este periodo es conocido como periodo refractario absoluto. Es seguido por periodo refractario relativo, en donde un potencial de acción puede ser obtenido por un impulso super intenso [54], ambos periodos son mostrados en la gráfica de la Fig. 8. La existencia del periodo refractario produce un límite de frecuencia al cual una célula excitable puede ser descargada repetidamente.

7.4 Fibras del musculo esquelético

El musculo esquelético está formado por numerosas fibras de diámetro que oscila entre 10 y 80 μm . La mayoría de las fibras musculares están inervadas por una sola terminación nerviosa, estas fibras normalmente se extienden a lo largo de todo el musculo.

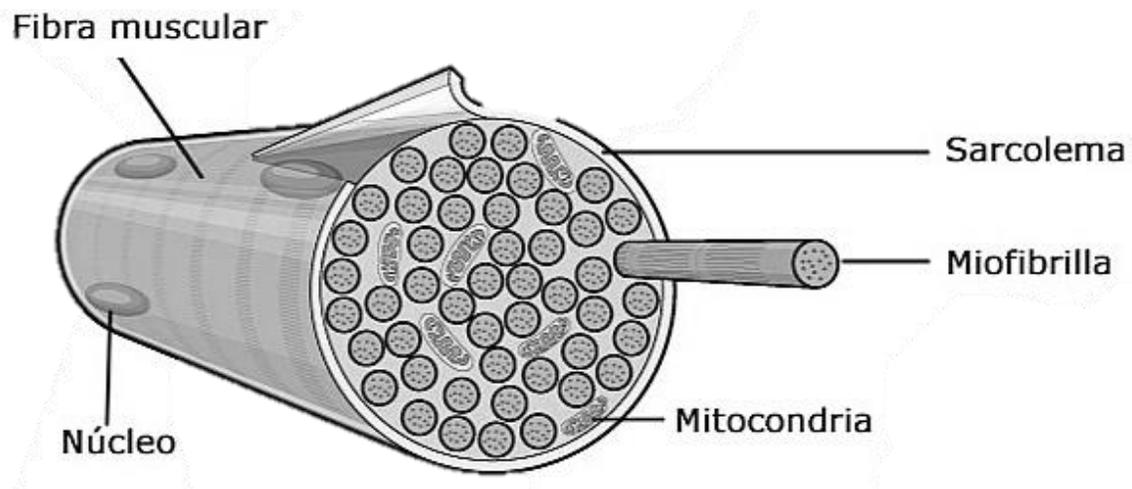


Fig. 9. Fibra muscular y estructuras

Cada fibra muscular está formada por miofibrillas, cada miofibrilla está formada por aproximadamente 1500 filamentos de miosina y 300 filamentos de actina [55], estos filamentos son las moléculas responsables de la contracción muscular, en la Fig. 9 se puede ver una representación de la fibra muscular y sus estructuras.

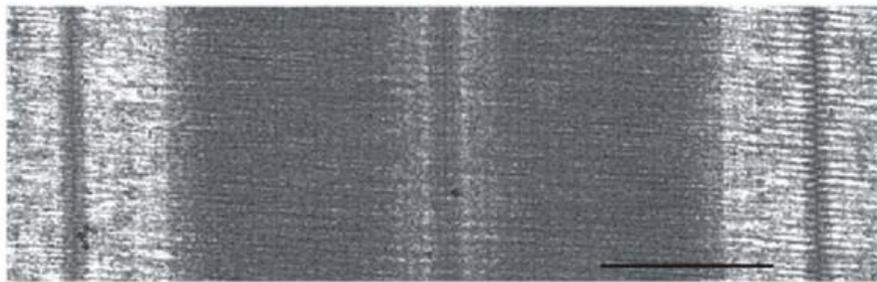


Fig. 10. Micrografía del sarcómero

En la Fig. 10 se pueden ver las fibras de miosina y actina de la fibra muscular, en la figura las bandas claras son filamentos de actina y las oscuras son de miosina, en la imagen también se muestra que los filamentos de actina están unidos por una estructura conocida como disco z, la composición de este disco es de proteínas distintas a la miosina y actina. Estos discos se interconectan entre si uniendo varias fibras a lo largo de toda la fibra muscular. La porción de la fibra muscular que se encuentra entre dos discos z sucesivos se llama sarcómero, cuando la fibra muscular se contrae el sarcómero tiene una longitud aproximada de $2\mu\text{m}$. En estado de contracción total los filamentos de actina se superponen completamente con los de miosina, en este punto es cuando el musculo alcanza su máxima contracción [56], el cómo funciona esta superposición se puede apreciar en el diagrama de la Fig. 11. La conservación de la posición entre filamentos de miosina y actina se logra gracias a una proteína filamentosa llamada titina, esta proteína es muy elástica y se encarga de funcionar como el armazón que mantiene en su sitio las moléculas de miosina y actina. Un extremo de la titina esta unido directamente al disco z y el otro extremo se une al filamento de miosina [57].

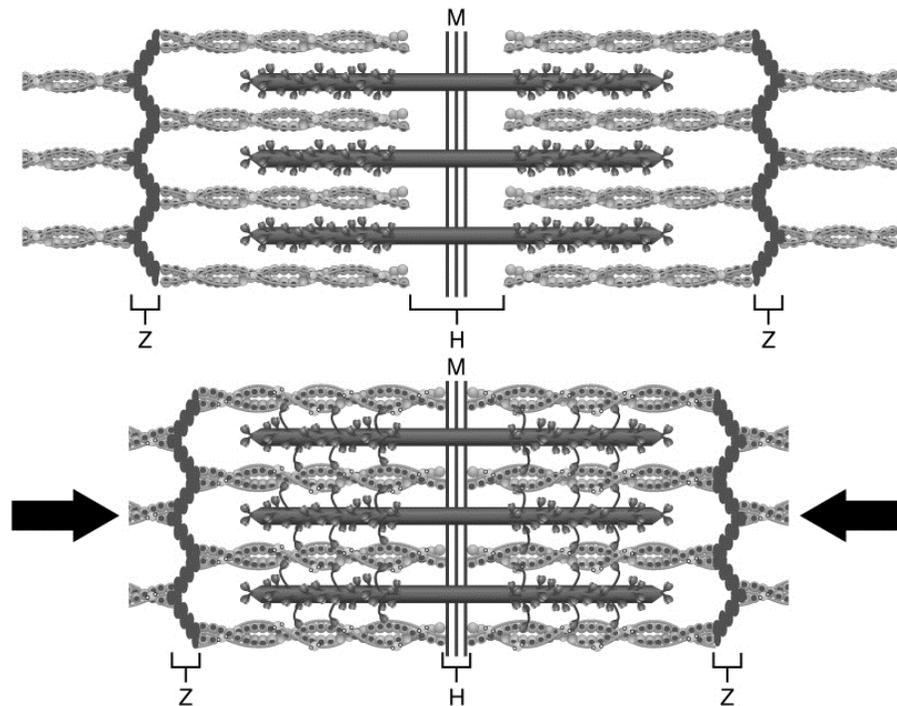


Fig. 11. Diagrama del sarcómero en extensión y contracción

Las miofibrillas están suspendidas en la fibra muscular, el espacio existente entre estas miofibrillas este inundado con un líquido llamado sarcoplasma, también hay muchas mitocondrias dispuestas paralelamente a las miofibrillas encargadas de proveer energía.

El sarcolema es la membrana que cubre cada fibra muscular, este está formado por una membrana plasmática y una cubierta externa formada por fibras de colágeno. En cada extremo de la fibra muscular la capa superficial del sarcolema funciona con una fibra tendinosa, estas fibras a su vez forman haces que constituyen los tendones musculares que son los encargados de fijar los músculos en los huesos.

7.5 Proceso de contracción muscular

La contracción se produce en las siguientes etapas secuenciales:

1. El potencial de acción viaja a lo largo de una fibra motora hasta sus terminales sobre las fibras musculares.
2. Cada terminal nerviosa secreta acetilcolina.
3. La acetilcolina actúa en la zona de la membrana de la fibra muscular para abrir canales de cationes.
4. La apertura de los canales activados por acetilcolina permite que gran cantidad de sodio fluya hacia el interior de la membrana muscular, esto provoca una despolarización local que, a su vez, inicia la despolarización de la membrana.
5. El potencial de acción viaja a lo largo de la membrana de la fibra muscular.
6. El potencial de acción despolariza la membrana, una porción del potencial de acción fluye a través del centro de la fibra muscular, lo que hace que el retículo sarcoplásmico libere calcio.
7. Los iones de calcio inician atracción entre la actina y miosina haciendo que se deslicen en sentido longitudinal, esto es la contracción del musculo.
8. Después de un periodo de tiempo el calcio empieza a ser bombeado hacia el retículo sarcoplásmico y permanecen almacenados en el retículo a la espera de un nuevo potencial de acción, esta pérdida de calcio dentro de las miofibrillas hace que el musculo vuelva al estado de relajación.

7.6 Unidad Motora

Todas las motoneuronas que salen de la medula espinal inervan varias fibras nerviosas, el número de fibras inervadas depende del tipo de musculo. Todas las fibras musculares que son inervadas por una única fibra nerviosa se conocen como unidad motora [58], un diagrama de las partes de la unidad motora se muestra en la Fig. 12.

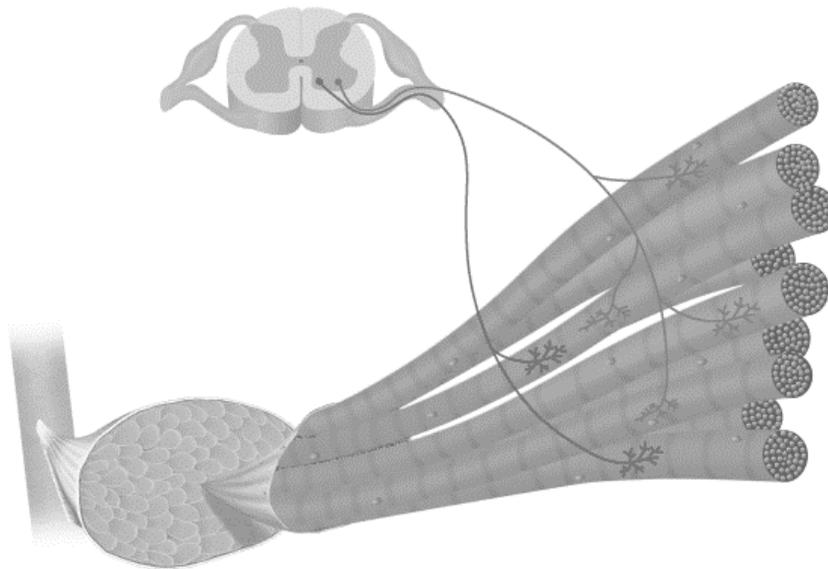


Fig. 12. Diagrama de una unidad motora

Los músculos pequeños que deben reaccionar rápidamente y cuyo control debe ser exacto suelen tener más fibras nerviosas, por el contrario, los músculos grandes que no requieren un control preciso pueden tener varios cientos de fibras musculares por unidad motora.

Cuando el sistema nervioso envía una señal de estímulo débil para la contracción de un musculo, las unidades motoras más pequeñas serán más propensas a ser estimuladas que las grandes, después, conforme aumenta la frecuencia de la señal también se excitan unidades motoras más grandes. Este principio conocido como principio de tamaño, permite que se produzca una

graduación de la fuerza muscular, escalones pequeños para contracciones débiles y escalones más grandes entre mayor sea la contracción necesaria.

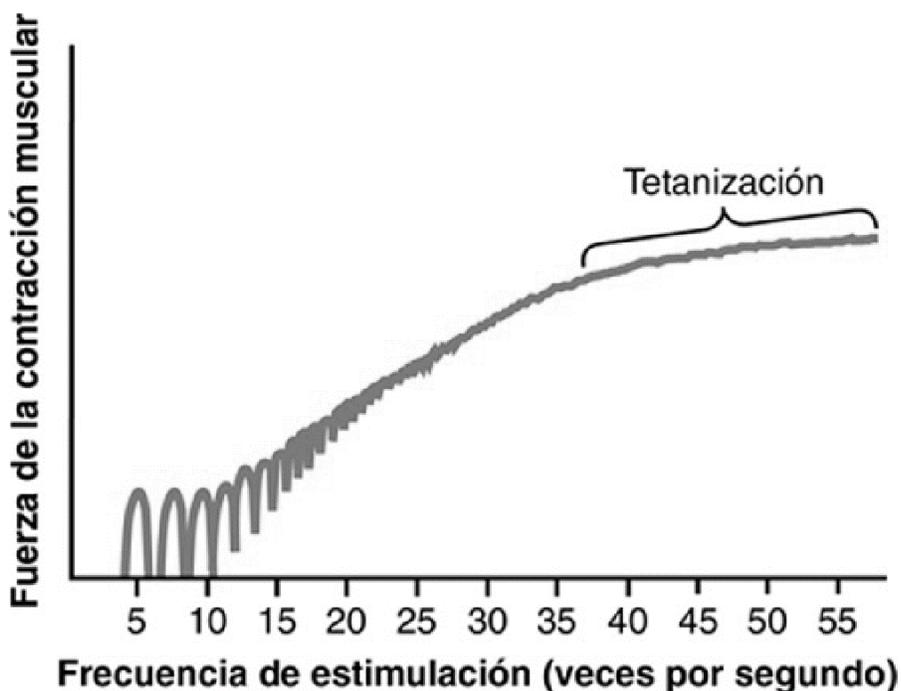


Fig. 13. Grafica de frecuencia de estimulación vs fuerza de contracción.

La Fig. 13 sirve para mostrar la respuesta en fuerza de las diferentes frecuencias de excitación del musculo. En la parte izquierda se muestran espasmos independientes, conforme se desplaza a la derecha de la gráfica aumenta la frecuencia de excitación, se puede ver que entre mayor sea la frecuencia de excitación, mayor es la fuerza hasta que se alcanza un punto máximo en donde la contracción parece ser continua tal y como se muestra en la Fig. 13. Cuando se alcanza una contracción con esa característica es porque se ha alcanzado un nivel crítico y las contracciones continuas se fusionan entre sí, este proceso se llama tetanización [59]. Cuando los músculos están en reposo existe cierta tensión, que se denomina tono muscular. El tono muscular se debe a los impulsos nerviosos de baja frecuencia que proceden de la medula espinal [60]. Las contracciones intensas o prolongadas de un musculo dan lugar al estado de fatiga muscular, se considera que la fatiga se debe principalmente a la velocidad a la que el musculo pierde glucógeno, también se considera que la transmisión de la señal nerviosa puede reducirse después de actividad muscular intensa [61].

8 Métodos y materiales

8.1 Trigno



Fig. 14. Sistema Trigno con sensores en posición de carga.

El sistema inalámbrico de retroalimentación Trigno, cuya disposición general se muestra en la Fig. 14, es un dispositivo diseñado para hacer el registro de EMG y detección de señal de retroalimentación fácil y confiable. El sistema transmite señales desde los sensores inalámbricos a la estación receptora usando un protocolo inalámbrico síncrono que disminuye la latencia entre los sensores. La arquitectura núcleo del sistema Trigno está diseñada para soportar señales de EMG de alta fidelidad, además de señales complementarias de retroalimentación tales como datos de movimiento.



Fig. 15. Detalle de un sensor inalámbrico del sistema Trigno.

Cada sensor como el mostrado en la Fig. 15 está equipado con las siguientes capacidades y características:

- Sensor EMG configurable de precisión
- Sensor inercial de 9 ejes
- Latencia inter sensor menor a una muestra
- Rango de transmisión inalámbrica de más de 20m
- Batería recargable
- Monitor de carga e indicador de status

El ancho de banda del sensor puede ser elegido entre 10-850 Hz o 20-450 Hz y el rango de entrada del sensor puede ser elegido entre 22mV o 11mV dependiendo de las necesidades del usuario con una resolución de 16 bits.

El sensor cuenta con una unidad de medición inercial de 9 grados de libertad que puede transmitir aceleración, rotación y campo magnético. Uno de cuatro rangos puede ser elegidos para cada sensor en el rango de $\pm 2g$ a $\pm 16g$ para salidas de acelerómetro y $\pm 250^\circ/s$ a $\pm 2000^\circ/s$ para salidas de giroscopio con una resolución de 8 bits

Cada sensor cuenta con unas dimensiones de 27 x 37 x 15 mm y con un peso menor de 15g, esto permite que el usuario lleve a cabo actividades sin un peso excesivo y sin la molestia de cables.

8.2 Entrenador

El entrenador usado fue uno de tipo caja desarrollado en el CINVESTAV, en la Fig. 16 se puede ver en uso, este entrenador es portátil y cuenta con cinco puertos que permite el cambio de configuración tanto de cámara como de instrumentos. La retroalimentación visual se da mediante una cámara de 10 mm que emula un laparoscopio de cero grados, además este incluye iluminación led blanca y fría. Dentro de este simulador se pueden fijar accesorios varios para llevar a cabo ejercicios de corte, sutura y manipulación por lo que es bastante versátil [62,63,64].



Fig. 16 Entrenador tipo caja usado en este trabajo

8.3 Participantes

Seis cirujanos experimentados y ocho estudiantes de medicina sin experiencia laparoscópica previa fueron invitados a participar en este estudio. Los participantes fueron divididos en dos grupos según la experiencia en cirugía laparoscópica previa: expertos y aprendices. Los cirujanos expertos tienen al menos 100 cirugías laparoscópicas en las que fungieron como jefe de cirugía en su haber. Los expertos provienen del Hospital del niño Poblano, Hospital Ángeles de Puebla y el Hospital Ángeles Acoxpa. Los expertos tuvieron áreas de especialidad variadas, urología, cirugía general y cirugía pediátrica. La edad de los expertos en promedio fue de 50 ± 6.3 años. Todos los expertos declararon ser diestros. El grupo de aprendices estuvo formado por 8 estudiantes (6 hombres, 2 mujeres) de medicina de tercer año sin práctica previa en procedimientos laparoscópicos. La edad de los aprendices fue en promedio de 23 ± 3.4 años. Del grupo de los aprendices solo uno declaró ser zurdo. Cada participante llevó a cabo tres ejercicios de corte de patrón circular [65], como el mostrado en la Fig. 17, con lo cual se obtuvieron un total de 42 mediciones.

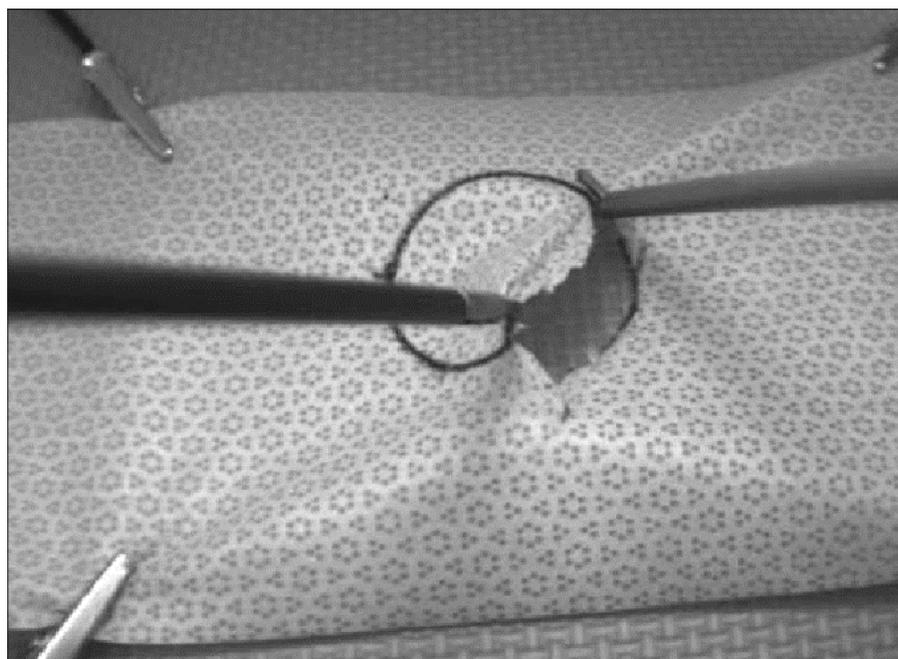


Fig. 17. Ejemplo de ejercicio de corte de patrón circular.

8.4 Protocolo de pruebas

El Sistema de electromiografía Trigno fue usado para registrar la actividad de los músculos trapecio (TR), deltoides medio (DM), cuerpo medio del bíceps braquial (BB), pectoral mayor (PM), conjunto muscular del antebrazo posterior (AB) y un sensor en cada dorso de la mano (DM). La colocación de los sensores se realizó en la porción media de cada musculo, la orientación del sensor fue paralela a las fibras musculares, la fijación se llevó a cabo con cinta doble cara 3M® sin obstruir los electrodos del sensor, para mejorar la estabilidad del sensor se usó cinta adhesiva rodeando el sensor con puntos de fijación sobre la piel, previo al proceso de fijación se limpió la piel con gel abrasivo para eliminar la piel muerta con el objetivo de bajar la impedancia y mejorar la señal obtenida y después se eliminó el sudor frotando la piel con gaza y alcohol al 70%, esto con objeto de ayudar a mejorar la señal y también mejorar la capacidad de los adhesivos usados para fijar los electrodos .

Los sensores ubicados en los músculos trapecio (TR) de cada individuo se colocaron como se muestra en la Fig. 18, abarcando parte central del musculo, este sitio fue considerado el más adecuado por la posibilidad de registrar mayor cantidad de fibras musculares y por tanto más información de las contracciones y del trabajo en general.

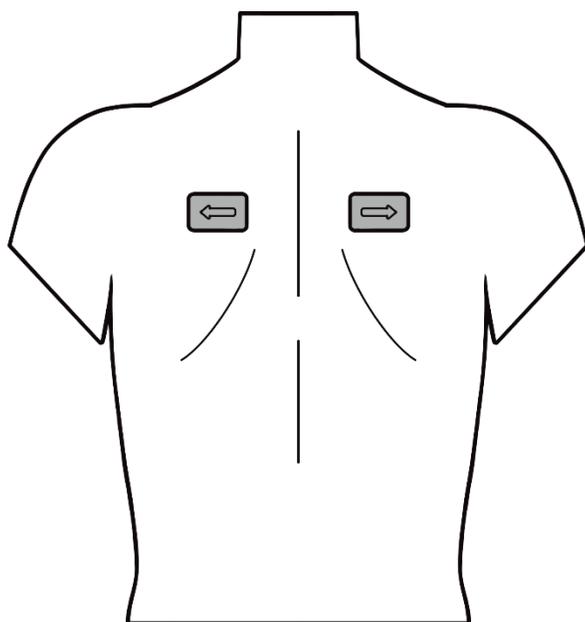


Fig. 18. Posición de colocación de sensores en músculos trapecios.

Los sensores ubicados en la parte media del deltoides (DM) también cumplieron con la colocación en la porción donde más fibras musculares se podían registrar, la ubicación exacta se muestra en la Fig. 19.

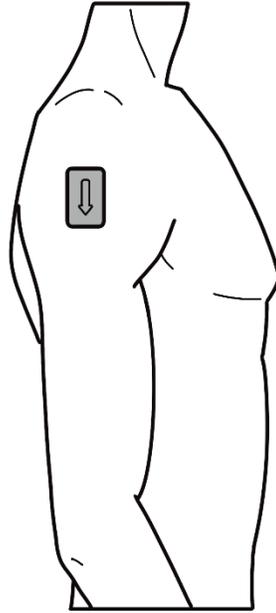


Fig. 19. Posición de colocación de sensores en músculo deltoides

Los sensores ubicados en el bíceps braquial (BB) también se fijaron en la parte media del musculo con la dirección paralela a las fibras musculares, esta ubicación se muestra en la Fig. 20.

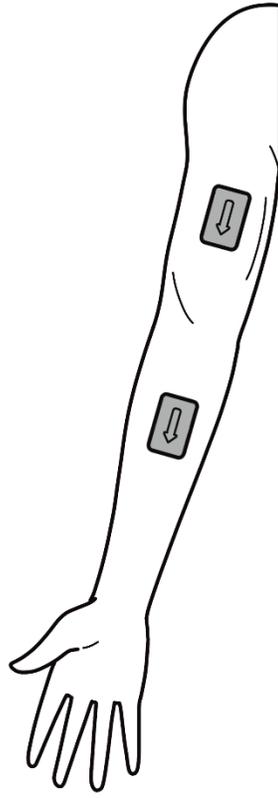


Fig. 20. Posición de colocación de sensor en músculo bíceps braquial

Los sensores ubicados en el pectoral mayor (PM) se colocaron siguiendo el mismo patrón, considerando la dirección de las fibras musculares los sensores se fijaron con cierta inclinación tomando como referencia el plano sagital, la ubicación exacta se puede ver en la Fig. 21.

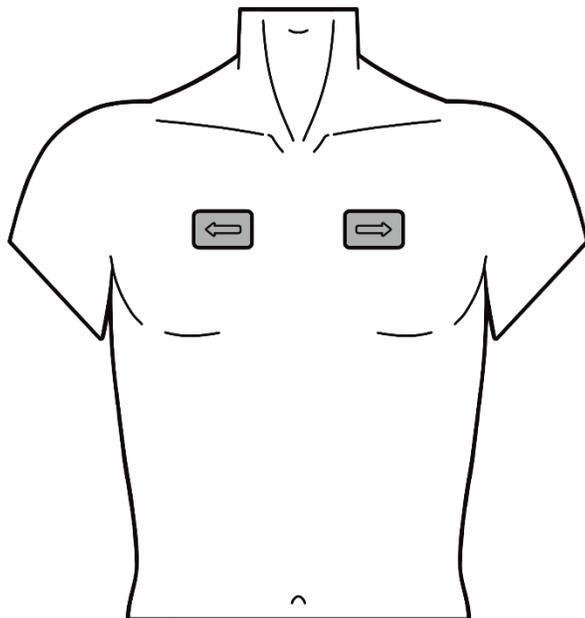


Fig. 21. Posición de colocación de sensores en músculos pectorales.

El sensor ubicado en el complejo del antebrazo posterior (AP) fue colocado siguiendo la dirección de los músculos más superficiales de la parte posterior del antebrazo como se muestra en la Fig. 22, en este caso no fue posible medir la actividad eléctrica de un solo músculo por el tamaño tan pequeño de cada uno y la gran densidad de estos, sin embargo es posible detectar un promedio de las señales de los músculos más superficiales como lo son el braquiorradial, flexor radial del carpo y el palmar largo mayoritariamente [4].

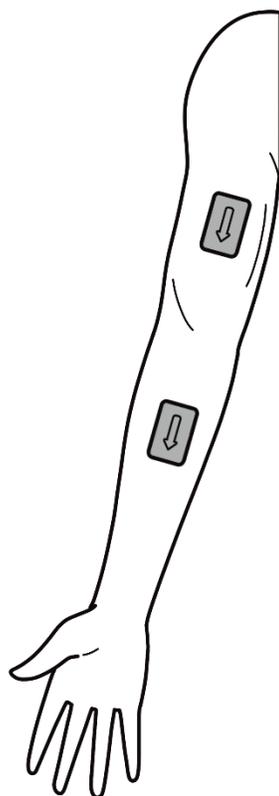


Fig. 22. Posición de colocación de sensor en el antebrazo posterior.

El sensor ubicado en el dorso de la mano no registro actividad muscular dada la escasa existencia de este tejido a nivel superficial en el dorso de la mano, sin embargo, resultado útil para medir el movimiento de cada extremidad, así como para dar señales de inicio y fin de la actividad, la localización de este sensor es directamente en el centro del dorso de la mano, como se ilustra en la Fig. 23.

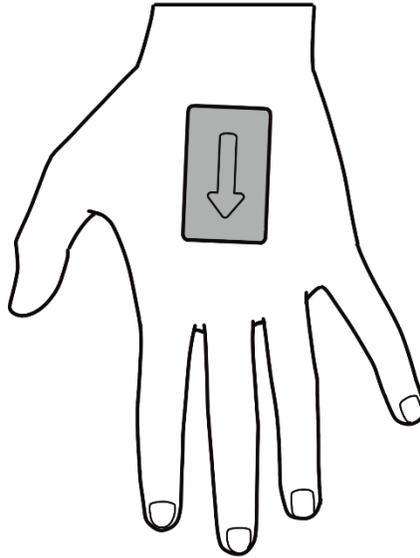


Fig. 23. Posición de colocación de sensores en el dorso de la mano

Con el objeto de llevar a cabo la normalización de las señales de sEMG obtenidas, se solicitó a cada participante que realizaran una contracción voluntaria máxima por 5 segundos, para establecer la referencia para ese musculo en particular.

Para evitar errores u omisiones en los pasos de colocación de sensores y captura de señal máxima para normalización se elaboró una lista de comprobación enumerando cada una de las actividades, desde la limpieza de la piel, colocación de sensores en cada posición hasta la contracción de cada musculo y el tiempo de registro, el formato usado se encuentre en el Apéndice I.

La tarea seleccionada para este estudio fue la numero 2 presentada por el programa MYSTELS para la medición de habilidades técnicas en cirugía laparoscópica, se solicita al participante que corte un patrón circular [65], en este caso de 52 mm de diámetro de un trozo de pellón quirúrgico como el mostrado en la Fig. 24, suspendido y con un corte que permite acceder al instrumento de corte al área de extracción.



Fig. 24. Patrón circular usado en la prueba.

Al iniciar y después de terminar cada prueba de corte se le pidió al participante que sacudiera las manos un par de veces para poder determinar el inicio y el fin de la actividad en los registros sEMG. Durante la prueba los participantes no tuvieron permitido cambiar los instrumentos de mano.

El instrumental usado para la tarea de corte fue una pinza Grasper de 5 mm de la marca Endopath como el de la Fig. 25 (arriba) y una tijera laparoscópica tipo Metzenbaum de 5 mm de la marca Endopath como el de la Fig. 25 (abajo).



Fig. 25. Instrumentos utilizados (arriba) Pinza laparoscópica Grasper de 5mm. (abajo) Tijera laparoscópica tipo Metzenbaum de 5mm.

Una vez que al voluntario se le colocaron los sensores, se verifico el procedimiento con la lista de comprobación antes mencionada se le coloco frente al simulador, con la tela de corte preparada y los instrumentos fuera de este, se le pidió al sujeto que tomara los instrumentos y cuando estuviera listo sacudiera las manos e introdujera los instrumentos en el simulador dando inicio así la prueba, el movimiento repentino de la sacudida de las manos proporciono un punto de inicio claro para segmentar las partes útiles del registro de sEMG como se muestra en la Fig. 26.

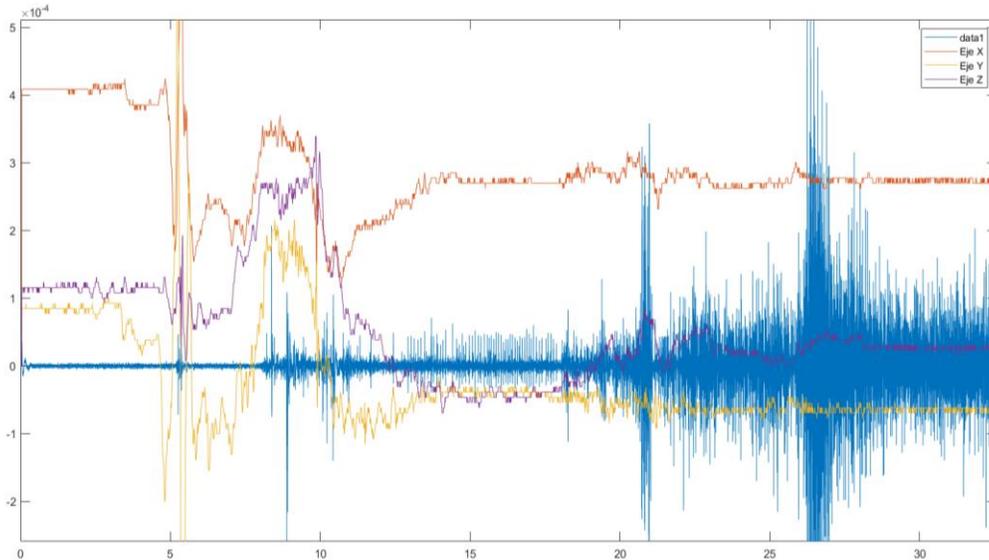


Fig. 26. Grafica comparativa de aceleración de mano atenuado y señal de sEMG, inicio de ejercicio.

El ejercicio se realizó en locaciones amplias y con buena iluminación a pesar de que este detalle no es relevante para la visibilidad del simulador. La cámara del simulador se conectó a una laptop con una pantalla con una resolución de 1920x1080 pixeles. Durante el ejercicio de corte de cada uno de los voluntarios fue auxiliado por una persona con la posición de la cámara. Al finalizar la actividad de corte se le solicitó al voluntario que dejara los instrumentos usados en el simulador y procediera a sacudir nuevamente las manos, esto para tener un punto claro en los registros de acelerometría del final de la prueba y de nuevo segmentar los registros de manera adecuada, esta señal se aprecia claramente en la Fig. 27.

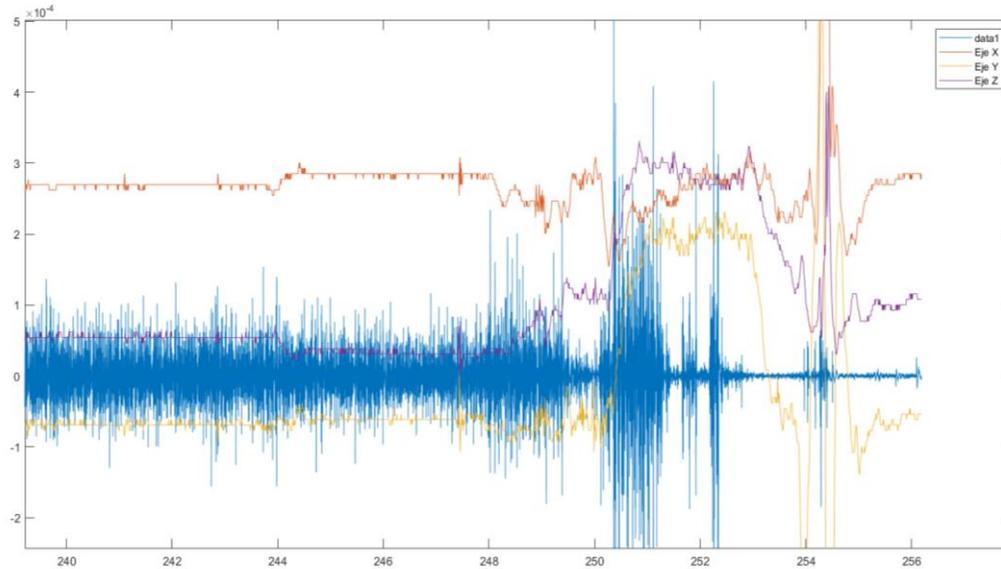


Fig. 27. Grafica comparativa de aceleración de mano atenuado y señal de sEMG, fin de ejercicio

8.5 Procesamiento de señales

Los registros obtenidos están en formato .csv, siendo las columnas cada muestra obtenida en un punto de tiempo en específico, cada fila es la información registrada por cada electrodo y por cada eje del acelerómetro. La herramienta seleccionada para el procesamiento de la información obtenida es Matlab®, una plataforma de programación y calculo numérico para analizar datos, desarrollar algoritmos y crear modelos [66]. El primer paso es la importación del archivo obtenido de las contracciones voluntarias máximas (CVM) de cada musculo, se procedió a encontrar los picos más altos en el archivo ya que en ese registro se registraron las CVM de todos los músculos, la secuencia fue trapecio derecho, trapecio izquierdo, deltoides derecho, deltoides izquierdo, bíceps derecho, bíceps izquierdo, pectoral derecho, pectoral izquierdo, antebrazo derecho y antebrazo izquierdo, esta secuencia se le indico al participante y se registró su realización en la lista de comprobación antes mencionada. Esta importación se realizó con la función *readmatrix*, esto porque el archivo generado por el sistema trigno es .csv o valores

separados por comas. Una vez identificadas las columnas con la información de las señales de EMG, se procede a filtrar estas señales con un filtro pasabanda Butterworth de grado 20 con una frecuencia de corte inferior de 5 Hz y una frecuencia de corte superior de 450 Hz [66], y se grafica la señal obtenida contra el tiempo registrado.

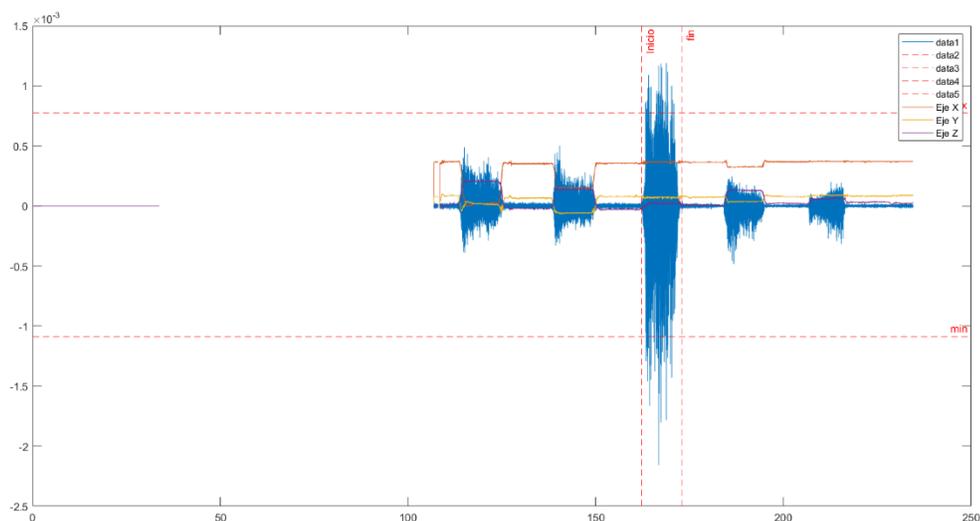


Fig. 28. Grafica de señal de biceps derecho de CVM segmentada con marcadores de inicio y fin.

Para el registro de cada musculo se analiza la gráfica obtenida y se identifica la sección en donde la contracción voluntaria máxima se registró, además de la identificación visual se tiene como apoyo la señal de acelerometría como se muestra en la Fig. 28, una vez identificado el tiempo donde ocurrió la CVM, se colocan etiquetas de inicio y fin y se procede a obtener los 300 puntos más altos y los 300 puntos más bajos de esta señal en esta zona.

En la Fig. 28 se puede observar un segmento de aproximadamente 100 s sin datos, esto es porque la señal ya ha sido segmentada, pero el vector de tiempo todavía no ha sido ajustado para que el inicio sea en 0 s. Los 300 valores mayores y los 300 menores obtenidos anteriormente son promediados para obtener un valor típico que usar como valor definitivo y se guarda en un vector, este vector será el que se use para la normalización del resto de las pruebas. Este procedimiento se ve a detalle en el código del Apéndice A.

El siguiente paso consiste en la importación, filtrado y análisis, y extracción del periodo útil del archivo de cada prueba realizada.

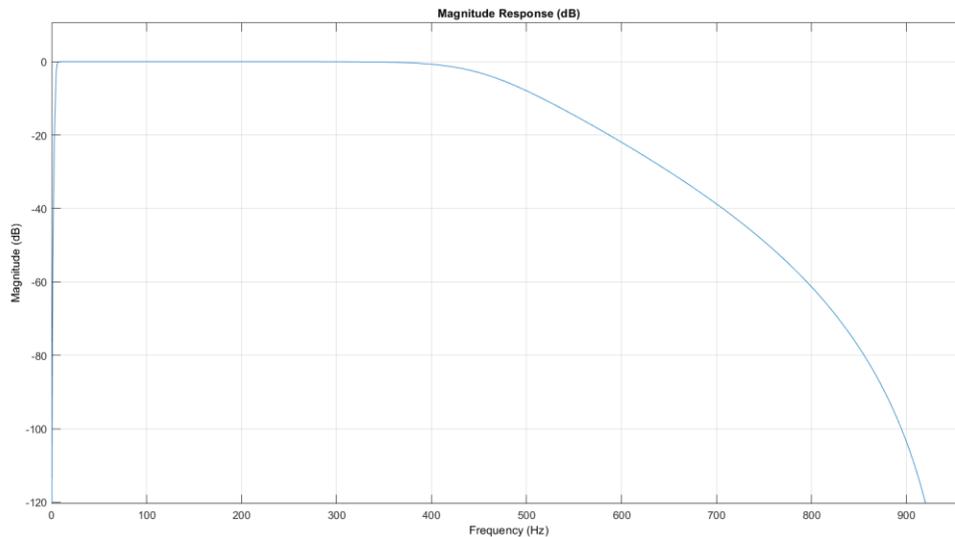


Fig. 29. Respuesta en frecuencia del filtro usado para la señal de sEMG.

Primero se realizó la importación de los archivos de cada prueba, se graficó y se determinó el tiempo útil de cada prueba, los valores de segmentación se guardaron en un arreglo para ser usados posteriormente, cada columna con datos de EMG se copió en un arreglo y se filtró, el filtro usado fue un filtro pasa banda tipo Butterworth grado 20 con frecuencia de corte inferior de 5 Hz y 450 Hz como frecuencia de corte superior, la respuesta en frecuencia de este filtro se muestra en la Fig. 29. También se copió la información de acelerometría en un arreglo y se filtró esta señal con un filtro pasa banda Butterworth de grado 6 con frecuencia de corte inferior de 2 Hz y frecuencia de corte superior de 20 Hz, la respuesta en frecuencia de este filtro se muestra en la Fig. 30.

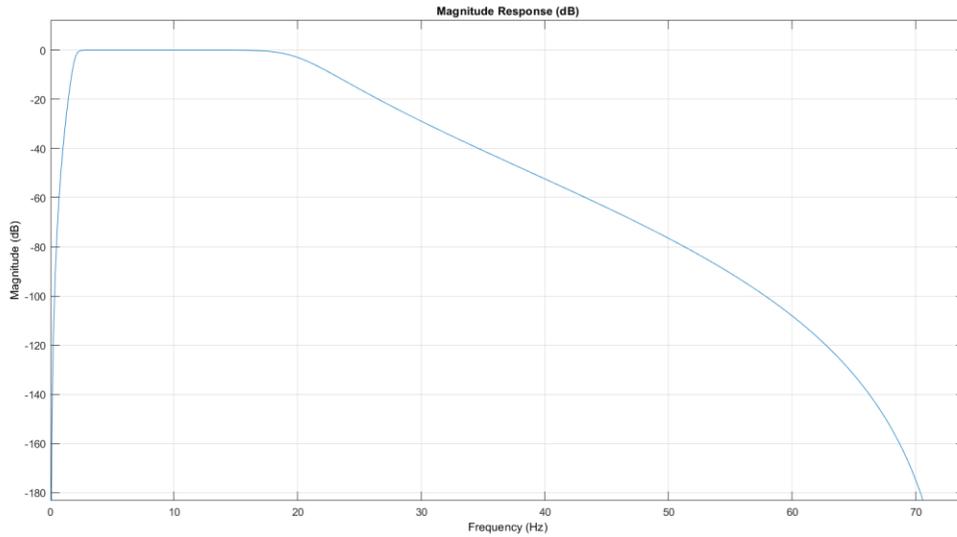


Fig. 30. Respuesta en frecuencia del filtro usado para la señal de acelerometría.

Una vez filtrados los datos se procede a normalizar cada señal registrada, eso se consigue dividiendo cada una de las muestras de cada señal entre la magnitud máxima obtenida anteriormente para cada musculo.

Los datos filtrados y normalizados de EMG y los datos filtrados de acelerometría son divididos en los segmentos de interés identificados y agrupados en un mismo archivo junto con un vector de tiempo, la gráfica de los datos tratados se muestra en la Fig. 31, cabe destacar que los datos de acelerometría se escalaron para permitir la visualización conjunta de EMG y ACC.

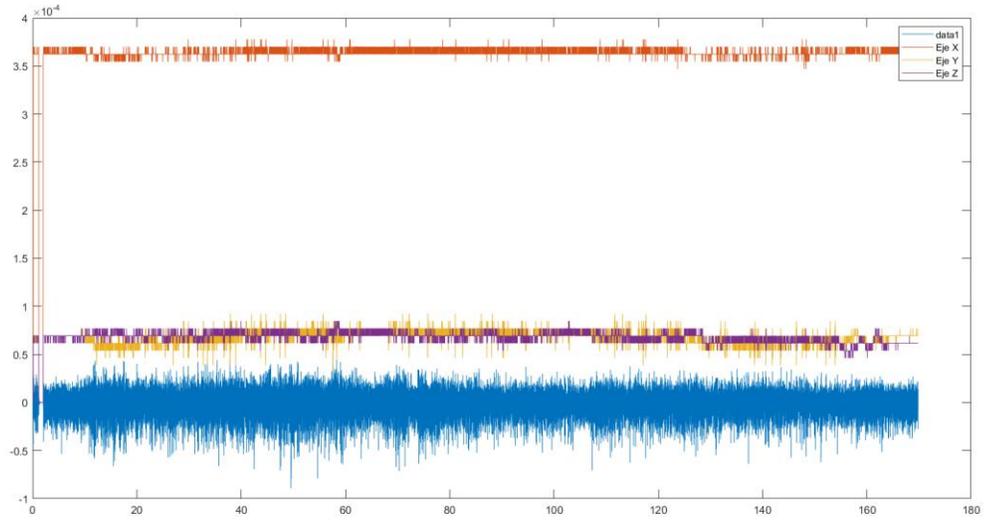


Fig. 31. Grafica de las señales de acelerometría y electromiografía de bíceps derecho filtradas.

Este procedimiento se ve a detalle en el código del Apéndice B.

8.6 Métricas

En la Tabla 1 se muestra tanto el nombre de la métrica, como la descripción y la ecuación general que describe el tratamiento aplicado a la señal en cuestión para obtener dicha métrica, cada métrica se describirá a detalle en su propia subsección.

Parámetros	Descripción	Ecuación
Tiempo	Tiempo total que tomó el terminar el ejercicio $ODR = \text{Output Data Rate}$	$T = \sum_{n=1}^{n-1} \frac{1}{ODR}$
Pendiente de frecuencia mediana	Pendiente obtenida al llevar a cabo la regresión lineal de los puntos obtenidos al obtener la frecuencia mediana P = es la pendiente RL = función de regresión lineal FM = función de frecuencia mediana $v(i)$ = ventana unitaria con duración de 300 ms	$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j$
Integral de EMG	Integral de la señal de electromiografía rectificadas abs = Valor absoluto	$I_{EMG} = \frac{\Delta t}{2N} \sum_{n=1}^N (abs(f(x_k) + f(x_{k+1})))$
Integral de Acelerometría de Músculo	Integral de la magnitud de las señales de acelerometría f_x = Vector de acelerometría eje x f_y = Vector de acelerometría eje y f_z = Vector de acelerometría eje z	$I_{Ac} = \left(\frac{\Delta t}{2N} \sum_{n=1}^N (f_x(x_k) + f_x(x_{k+1})) \right) + \left(\frac{\Delta t}{2N} \sum_{n=1}^N (f_y(x_k) + f_y(x_{k+1})) \right) + \left(\frac{\Delta t}{2N} \sum_{n=1}^N (f_z(x_k) + f_z(x_{k+1})) \right)$
Amplitud	Promedio de las 10 amplitudes máximas de la señal de electromiografía $Max_{(10)}$ = Diez valores mas grandes de un vector de datos	$A_{max} = \frac{\sum_{n=1}^{10} Max_{(10)} [f(n)]}{10}$
Integral de Acelerometría de las manos	Integral de la magnitud de las señales de acelerometría de las manos f_x = Vector de acelerometría eje x f_y = Vector de acelerometría eje y f_z = Vector de acelerometría eje z	$I_{ACM} = \left(\frac{\Delta t}{2N} \sum_{n=1}^N (f_x(x_k) + f_x(x_{k+1})) \right) + \left(\frac{\Delta t}{2N} \sum_{n=1}^N (f_y(x_k) + f_y(x_{k+1})) \right) + \left(\frac{\Delta t}{2N} \sum_{n=1}^N (f_z(x_k) + f_z(x_{k+1})) \right)$
Área Seccionada	Suma de pixeles del área extraída	$A_S = \sum_{n=1}^k [A(n) = 1]$

Tabla 1.

8.6.1 Frecuencia Media

El siguiente paso es la obtención de la frecuencia media de la señal de EMG, esto es para determinar el grado de fatiga del musculo de manera cuantitativa, para esto primero se importan los datos filtrados y normalizados en el paso anterior, una vez cargado se obtiene la frecuencia media del registro de cada musculo, esto se hace usando la función *medfreq* en ventanas de 578, considerando que la frecuencia de muestreo de las señales de EMG es de 1926 muestras por segundo, se tiene que el periodo de ventana es de 0.300104 segundos [67], esto se ejemplifica en el siguiente segmento de código:

```
[fXq(:,i),pxxXq(:,i)]=medfreq(z1(((i-1)*(578)+1):(i*577+i-1),mus),fs);
```

De donde *fXq* es el vector donde se almacena el valor de frecuencia media obtenido por la ventana analizada y *pxxXq* es el vector donde se almacena la potencia obtenida de la ventana registrada, *medfreq* es la función que calcula la frecuencia media de la señal, el segmento de código:

```
z1(((i-1)*(578)+1):(i*577+i-1)
```

fue implementado para permitir el cálculo de la frecuencia media por ventanas, *mus* es la variable que indica que musculo se procesa en ese momento y *fs* es la frecuencia de muestreo de la señal. El resultado de cada ventana se almacena en un vector, el espectro de potencia también se almacena en una matriz y se guarda el valor máximo en otro vector.

Una vez obtenido el vector de frecuencias medias de cada señal de EMG de cada musculo se usa este vector para, por medio de las funciones *polyfit* y *polyval*, obtener un ajuste lineal de las frecuencias medias obtenidas.

La pendiente de este modelo lineal se propone como indicador de fatiga, al disminuir la frecuencia media de la señal se considera que existe fatiga muscular.

La Fig. 32 muestra la gráfica de las frecuencias medianas obtenidas en la prueba 1 en musculo bíceps derecho de uno de los aprendices y el ajuste lineal respectivo. En la Fig. 33 y Fig. 34 se muestran interferencias de 60 Hz de la red eléctrica y de la señal de ECG junto con la interferencia de la red eléctrica respectivamente.

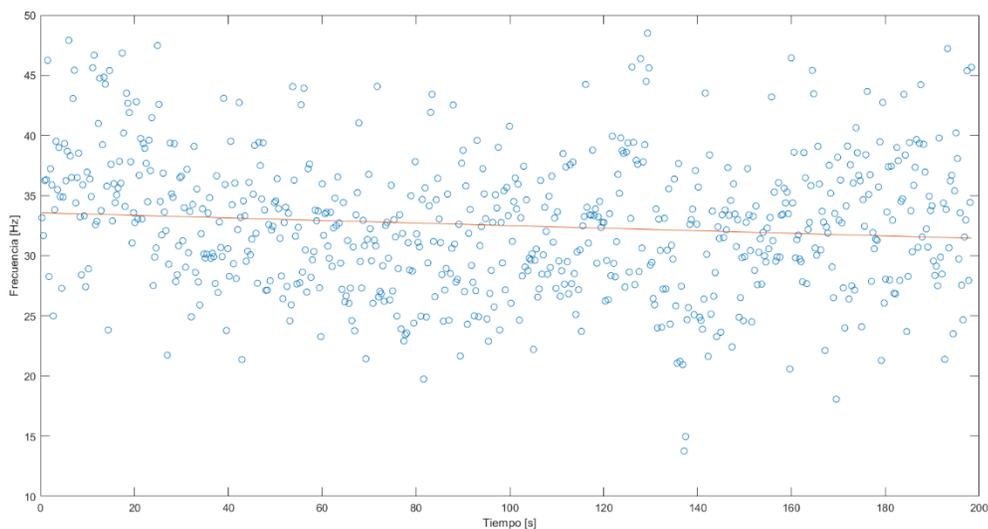


Fig. 32. Puntos de frecuencia mediana y ajuste lineal.

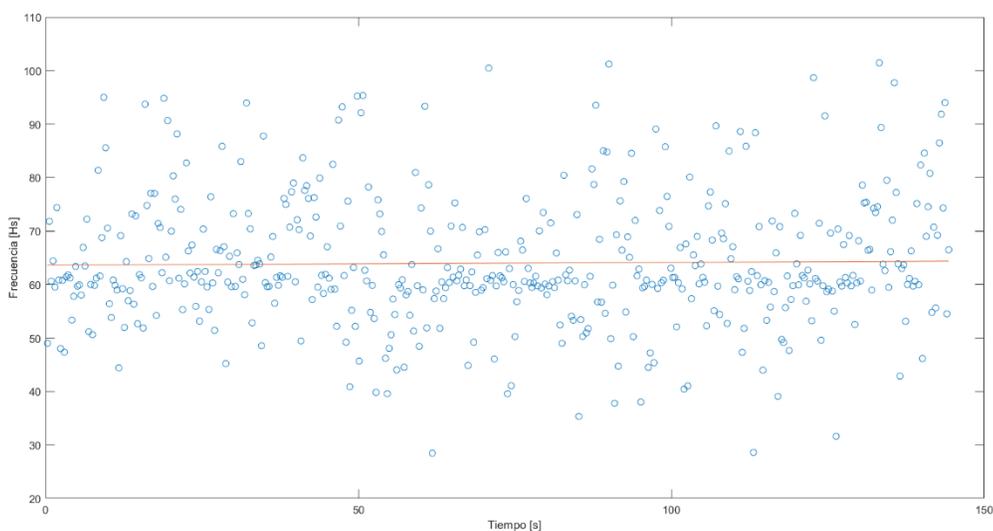


Fig. 33. Frecuencia mediana y ajuste lineal del deltoides izquierdo, el efecto de la señal de 60 Hz es ligeramente visible.

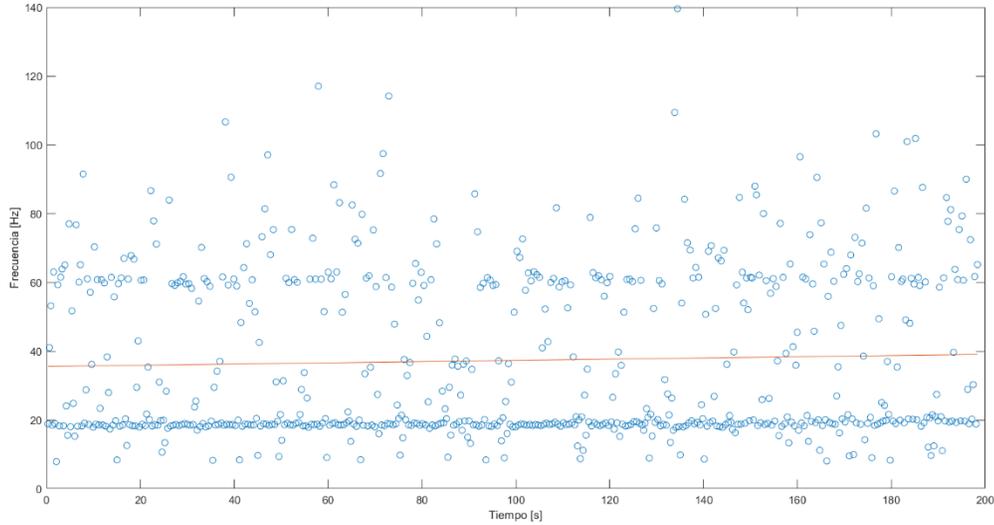


Fig. 34. Frecuencia mediana y ajuste lineal del pectoral izquierdo, el efecto de la señal de 60 Hz es ligeramente visible, así como la interferencia de la señal de electrocardiografía.

El código completo se encuentra en el Apéndice C, los comentarios deberían ayudar a la correcta comprensión del procedimiento.

8.6.2 Amplitud

La amplitud se extrae de cada prueba y se obtiene un promedio de los diez picos más altos y se resta al promedio de los diez más bajos, este valor se guarda en un vector para después analizarse. El siguiente segmento de código muestra el procedimiento de obtención de valor máximo:

$$valmax(i) = mean(maxk(zI(:,i),10))-mean(mink(zI(:,i),10));$$

La implementación de este segmento de código se encuentra en el apéndice C, la métrica anterior y esta se obtuvieron en distintos pasos del mismo programa.

8.6.3 Tiempo

El tiempo se obtiene restando el valor final del vector de tiempo el valor inicial, el valor obtenido son los segundos que duro la prueba. El siguiente segmento de código muestra la obtención del tiempo total a partir de los valores máximo y mínimo del vector de tiempo:

$$T(l)=(z1(length(z1(:,l)),ll)-z1(1,ll))$$

La implementación de este segmento de código también se encuentra en el apéndice C.

8.6.4 Integración De Señal De Electromiografía

Para la integración de las señales de EMG se cargaron los valores en el entorno de Matlab, después, cada registro fue rectificado usando la función *abs* y finalmente se usó la función *trapz* que es la función estándar de integración numérica trapezoidal. El siguiente segmento muestra el método de integración de las señales:

$$int(i)=trapz((z1_rect(:,ll)),z1_rect(:,i));$$

La implementación completa del código se encuentra completa y comentada en el apéndice D

8.6.5 Integración De Señal De Acelerometría General

El método de integración para las señales de acelerometría fue esencialmente el mismo que el de integración de la señal de electromiografía, su implementación completa se encuentra en el Apéndice E.

8.6.6 Integración De Señal De Acelerometría De Manos

El método de integración para las señales de acelerometría también fue el mismo que el de integración de la señal de electromiografía, su implementación completa se encuentra en el Apéndice F.

8.6.7 Área Extraída

El análisis del área extraída se llevó a cabo fotografiando la tela de la que se extrajo el círculo, esta fotografía fue tomada considerando una iluminación constante, una distancia constante de 14.7cm entre la lente y la superficie en donde está apoyada la tela, con un fondo de color blanco y con una cámara de 13 Megapíxeles. El resultado de esta fotografía se muestra en la Fig. 35 (izquierda).

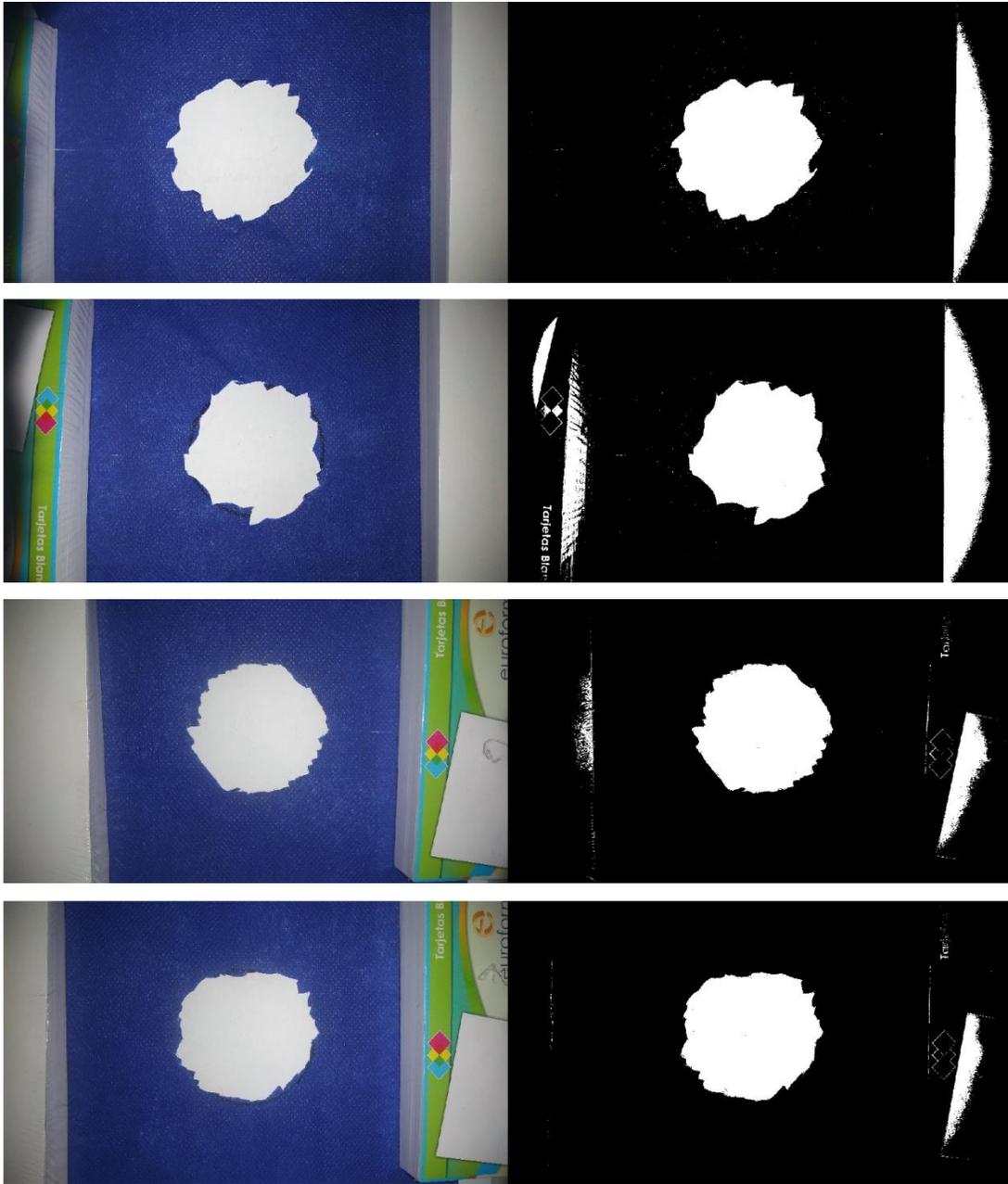


Fig. 35. Fotografías (izquierda) y sus binarizaciones (derecha)

El siguiente paso es la binarización, esto se logra con la función *im2bw* de Matlab que tiene como parámetros de entrada la imagen y un umbral que determina el valor a partir del cual se considerara un uno o un cero en la imagen de salida, para una adecuada conversión este proceso se hace para cada imagen, variando el nivel de umbral para conseguir los mejores resultados posibles. El resultado de varias binarizaciones se muestra en la Fig. 35 (derecha).

Una vez binarizada de manera satisfactoria se procede a seleccionar un área de interés, se prefirió que el área del círculo fuera mayoritaria para evitar contar pixeles blancos extras, una vez determinada esta área se procede a contar la cantidad de pixeles blancos existentes en el área de interés mencionada.

Para obtener un valor de pixeles lo más próximo al 100% se retiró la superficie circular de una tela de prueba, después se obtuvo una imagen con el mismo procedimiento antes descrito, una vez obtenida la imagen binarizada se usa la función *regionprops* para obtener el centro del círculo y el diámetro, finalmente se imprime un círculo con las características obtenidas sobre la imagen binarizada como se ilustra en la Fig. 36.

El área obtenida por este método es $5.427094073485798 E^5$ pixeles.

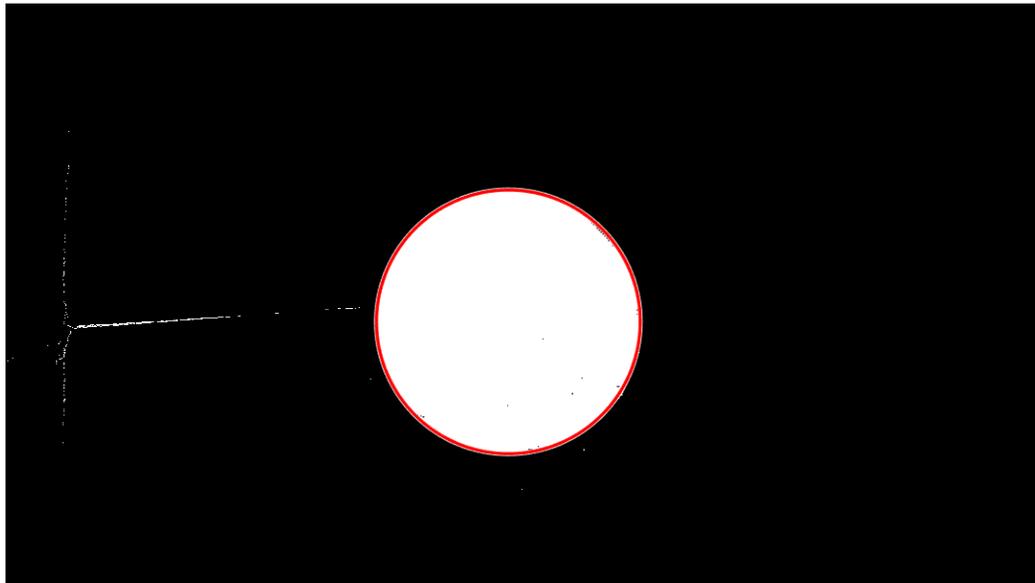


Fig. 36. Área de 100% representada con un círculo rojo.

La superficie total extraída por cada ejercicio se obtiene mediante una regla de tres tal como se muestra a continuación:

$$\frac{\text{No. de pixeles prueba} \times 100}{\text{No. de pixeles total}} = \text{Area total}(\%)$$

El código usado para el conteo de los pixeles de la imagen patrón se puede encontrar en el apéndice G. El código de conteo de pixeles para el resto de las imágenes se puede encontrar en el apéndice H.

9 Resultados

Los resultados obtenidos después de analizar cada secuencia fueron guardados en hojas de cálculo. Los datos obtenidos fueron agrupados en una sola hoja de datos por métrica dividiendo en dos grupos, expertos y novatos.

Los datos agrupados de cada métrica fueron analizados con la prueba *u* de Mann-Whitney, esta es una prueba no paramétrica y se prefirió por que los datos no cuentan con las características para el uso de pruebas paramétricas como una distribución normal debido a la cantidad limitada de muestras existentes.

El resultado del valor *p* de la prueba *u* de Mann-Whitney permite diferenciar si dos muestras pertenecen a la misma población o no por medio del análisis de medianas de ambas muestras.

Los resultados de la prueba Mann-Whitney se presentan en la Tabla 2, el valor *p* puede ser usado para discriminar entre datos que puedan ser útiles al buscar métricas para diferenciar entre dos grupos con diferencias estadísticas significativas.

Métrica analizada	Valor <i>p</i>	Diferencia es significativa
Tiempo Total	<0.00001	Si
Área Extraída	0.00008	Si
Integral Aceleración M. D.	0.0198	Si
Integral Aceleración M. I.	0.101	No
Amplitud Trapecio Derecho	0.00032	Si
Amplitud Trapecio Izquierdo	0.08186	No
Amplitud Deltoides Derecho	0.00026	Si
Amplitud Deltoides Izquierdo	0.00048	Si
Amplitud Bíceps Derecho	< .00001	Si
Amplitud Bíceps Izquierdo	0.00906	Si

Amplitud Pectoral Derecho	0.22628	No
Amplitud Pectoral Izquierdo	0.77182	No
Amplitud Antebrazo Derecho	0.00398	Si
Amplitud Antebrazo Izquierdo	0.00736	Si
Integral ACC Trapecio Derecho	< .00001	Si
Integral ACC Trapecio Izquierdo	< .00001	Si
Integral ACC Deltoides Derecho	< .00001	Si
Integral ACC Deltoides Izquierdo	0.00044	Si
Integral ACC Bíceps Derecho	0.00854	Si
Integral ACC Bíceps Izquierdo	0.05486	No
Integral ACC Pectoral Derecho	< .00001	Si
Integral ACC Pectoral Izquierdo	< .00001	Si
Integral ACC Antebrazo Derecho	.01732	Si
Integral ACC Antebrazo Izquierdo	0.09102	No
Integral EMG Trapecio Derecho	0.86502	No
Integral EMG Trapecio Izquierdo	0.13622	No
Integral EMG Deltoides Derecho	0.81034	No
Integral EMG Deltoides Izquierdo	0.71138	No
Integral EMG Bíceps Derecho	0.35238	No
Integral EMG Bíceps Izquierdo	0.74896	No
Integral EMG Pectoral Derecho	0.02144	Si
Integral EMG Pectoral Izquierdo	0.20766	No
Integral EMG Antebrazo Derecho	0.50286	No
Integral EMG Antebrazo Izquierdo	0.82588	No
Pendiente FM Trapecio Derecho	0.07346	No
Pendiente FM Trapecio Izquierdo	0.58232	No
Pendiente FM Deltoides Derecho	0.238	No
Pendiente FM Deltoides Izquierdo	0.36812	No
Pendiente FM Bíceps Derecho	0.01428	Si
Pendiente FM Bíceps Izquierdo	0.42372	No
Pendiente FM Pectoral Derecho	0.0164	Si
Pendiente FM Pectoral Izquierdo	0.09692	No
Pendiente FM Antebrazo Derecho	< .00001	Si
Pendiente FM Antebrazo Izquierdo	0.95216	No

Tabla 2. Valor p de la prueba Mann-Whitney para las métricas analizadas.

9.1 Graficas

Los datos organizados de las muestras obtenidas se muestran en graficas de caja y bigote, se seleccionó este tipo de representación gráfica porque permite apreciar la media, cuartiles y datos atípicos de ambas muestras.

9.1.1 Resultados de Comparación de Tiempos de Actividad



Fig. 37. Grafica de caja y bigote que compara los tiempos de actividad entre expertos y novatos.

9.1.2 Resultados de Comparación del Porcentaje de Área Extraída

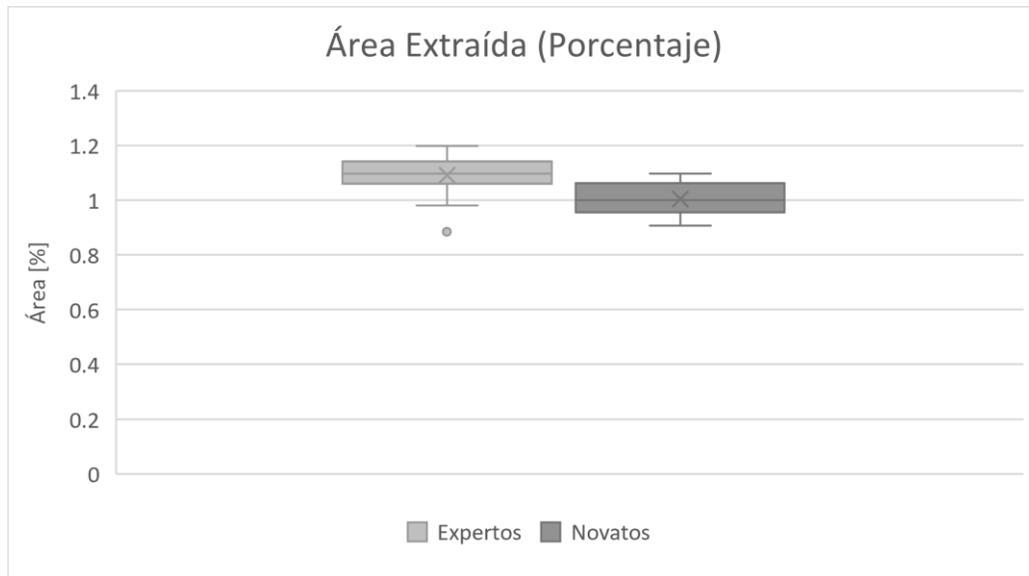


Fig. 38. Grafica de caja y bigote que compara el área extraída entre expertos y novatos.

9.1.3 Resultados de comparación de Integral de Aceleración de Manos

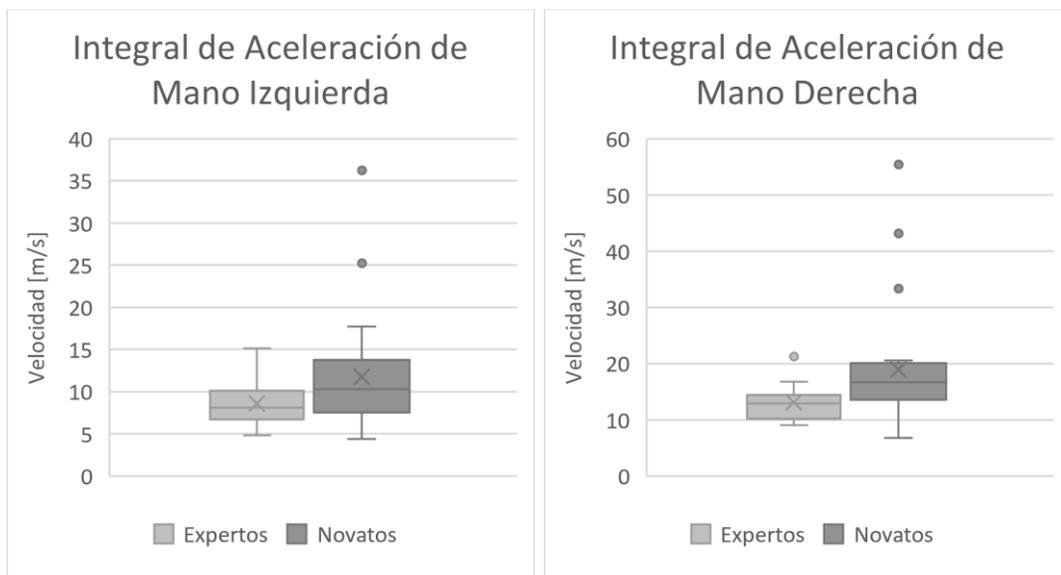


Fig. 39. Graficas de caja y bigote que compara las integrales de acelerometría de (izquierda) mano izquierda entre expertos y novatos, (derecha) mano derecho entre expertos y novatos.

9.1.4 Resultados de Comparación de Amplitud Máxima Normalizada de EMG

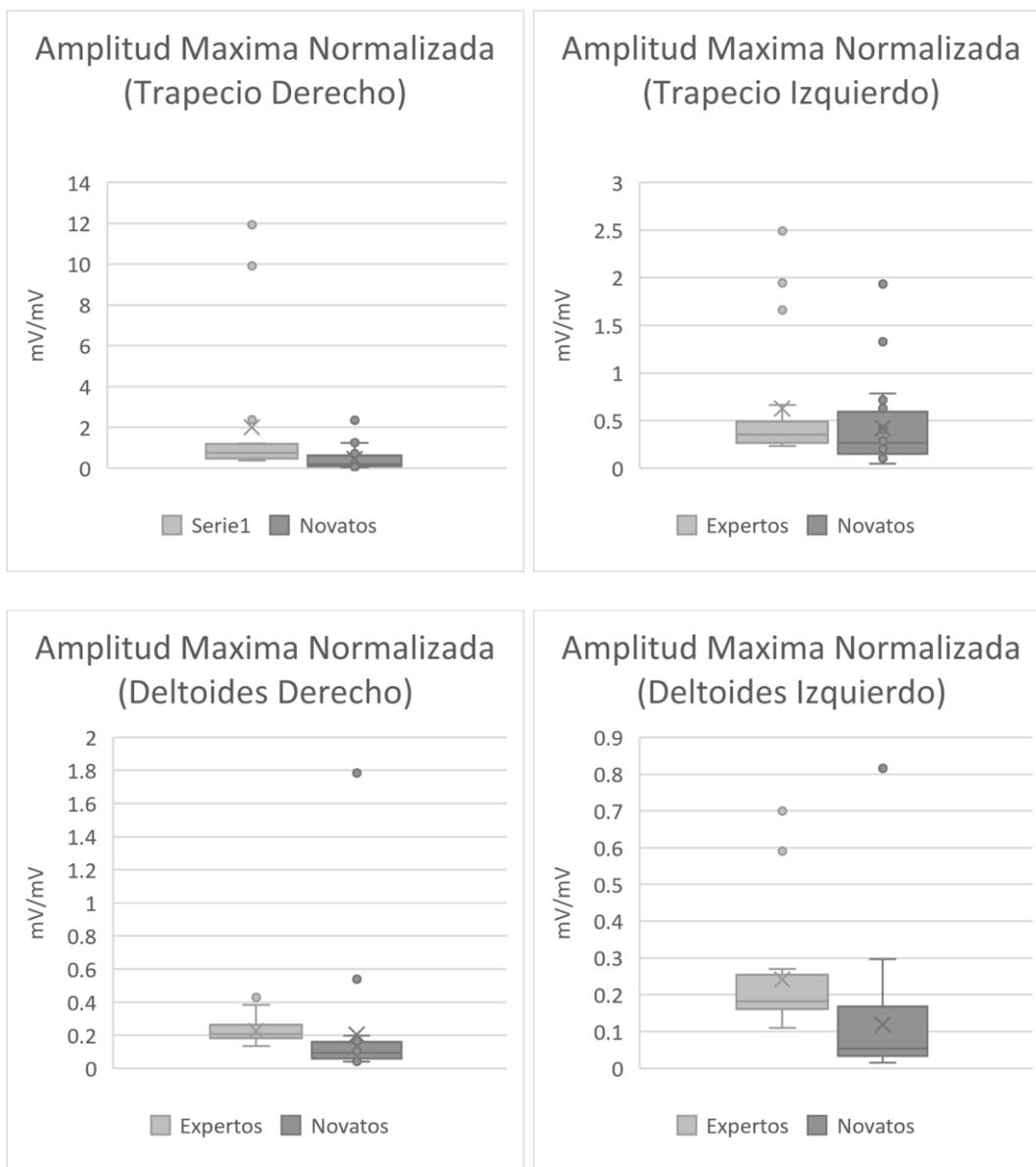


Fig. 40. Grafica de caja y bigote que compara la amplitud máxima de EMG normalizado de (arriba, izquierda) trapecio derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) trapecio izquierdo entre expertos y novatos, (abajo, izquierda) deltoides derecho entre expertos y novatos y (abajo, derecha) deltoides izquierdo entre expertos y novatos.

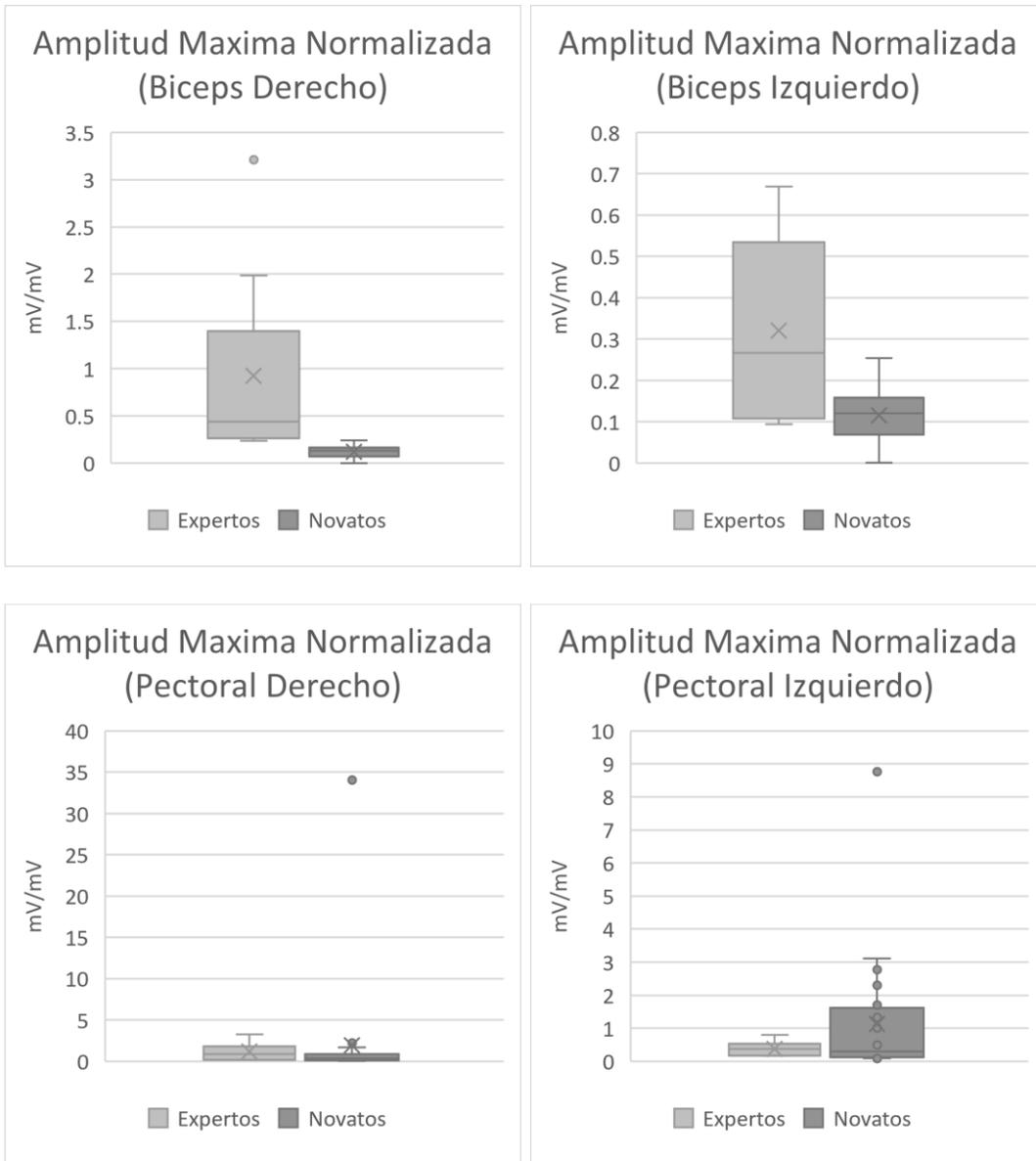


Fig. 41. Grafica de caja y bigote que compara la amplitud máxima de EMG normalizado de (arriba, izquierda) de bíceps derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) de bíceps izquierdo entre expertos y novatos (abajo, izquierda) de pectoral derecho entre expertos y novatos y (abajo, derecha) de pectoral izquierdo entre expertos y novatos.

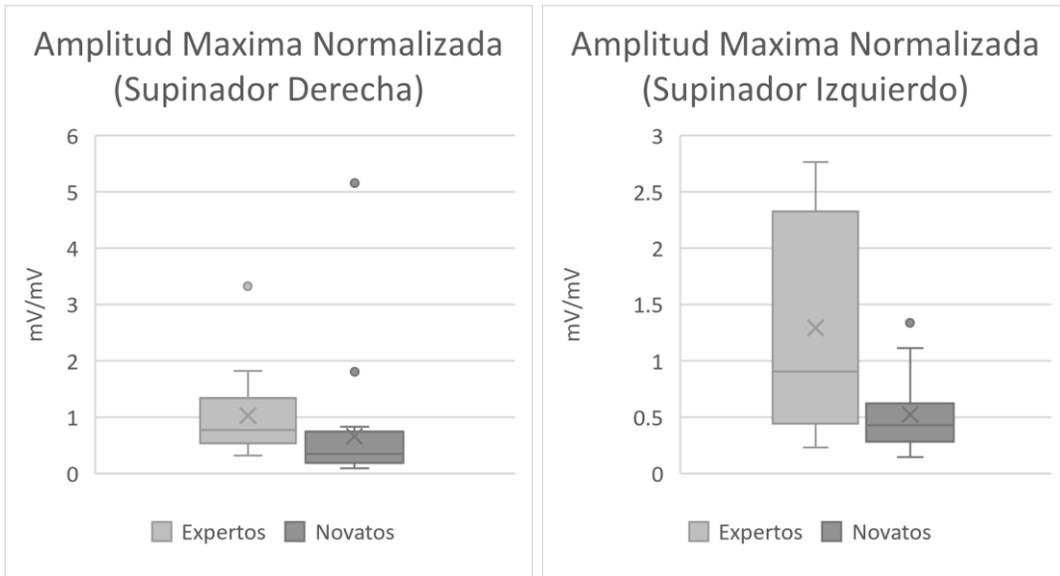


Fig. 42. Grafica de caja y bigote que compara la amplitud máxima de EMG normalizado (izquierda) de supinador derecho entre expertos y novatos y (derecha) de supinador izquierdo entre expertos y novatos.

9.1.5 Resultados de Comparación de la Integral de Acelerometría

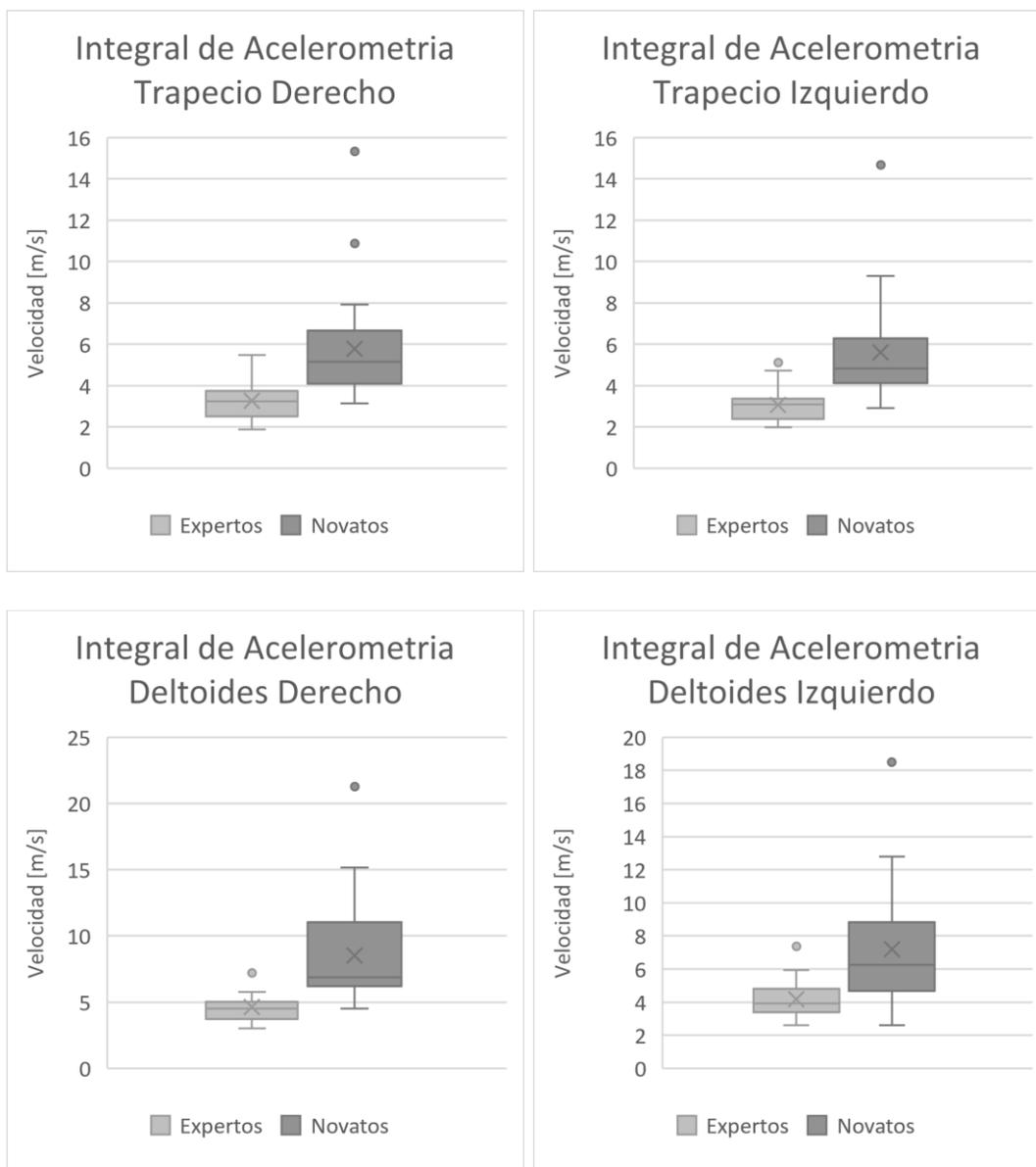


Fig. 43. Grafica de caja y bigote que compara la integral de acelerometría (arriba, izquierda) de trapecio derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) de trapecio izquierdo entre expertos y novatos, (abajo izquierda) de deltoides derecho entre expertos y novatos y (abajo derecha) de deltoides izquierdo entre expertos y novatos.

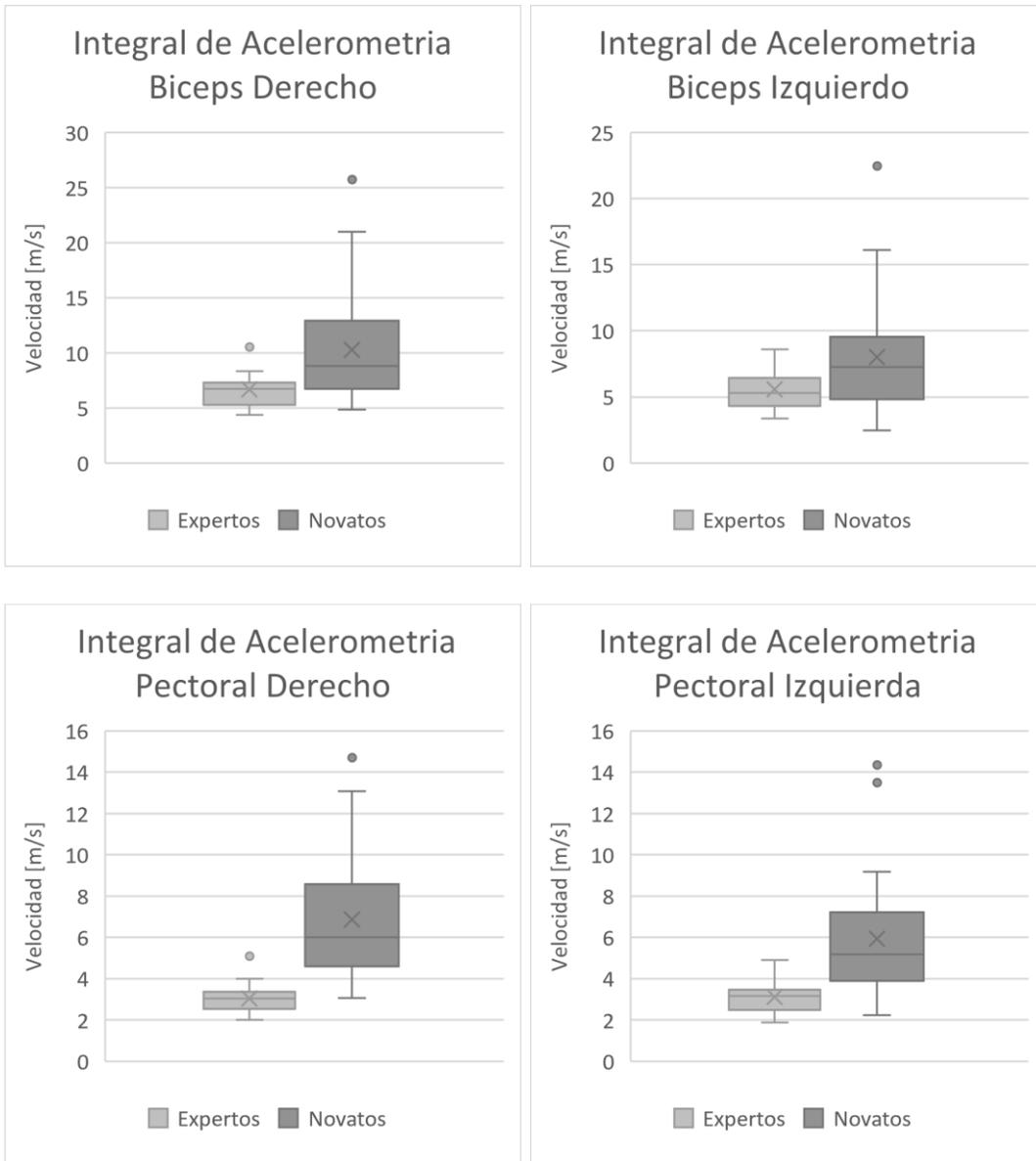


Fig. 44. Grafica de caja y bigote que compara la integral de acelerometría (arriba, izquierda) de bíceps derecho entre expertos y novatos, (arriba derecha) de bíceps izquierdo entre expertos y novatos, (abajo, izquierda) de pectoral derecho entre expertos y novatos y (abajo, izquierda) de pectoral izquierdo entre expertos y novatos.

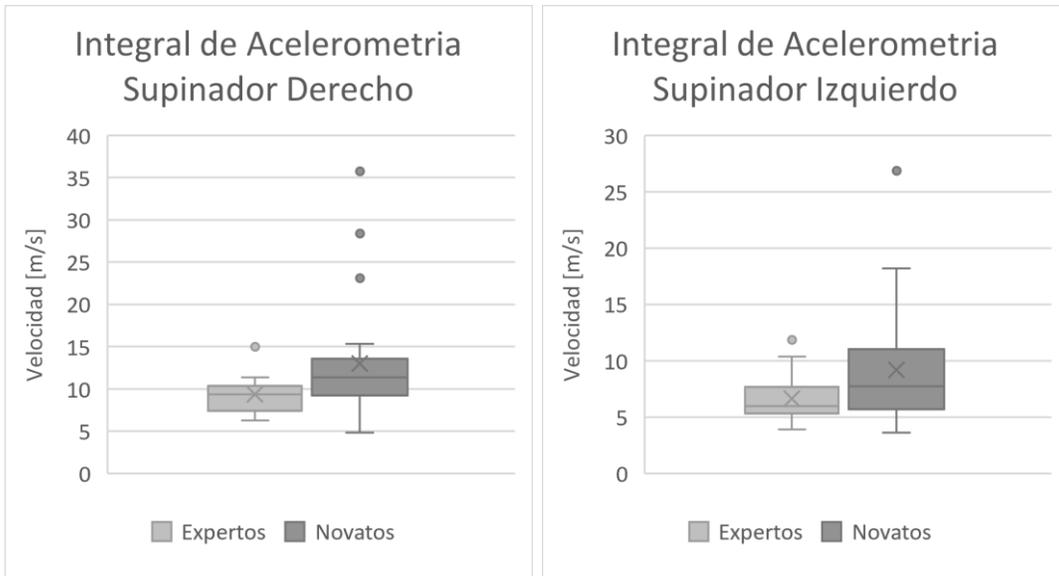


Fig. 45. Gráfica de caja y bigote que compara la integral de acelerometría (izquierda) de supinador derecho entre expertos y novatos y (derecha) de supinador izquierdo entre expertos y novatos.

9.1.6 Resultados de Comparación de Integración de la señal de EMG

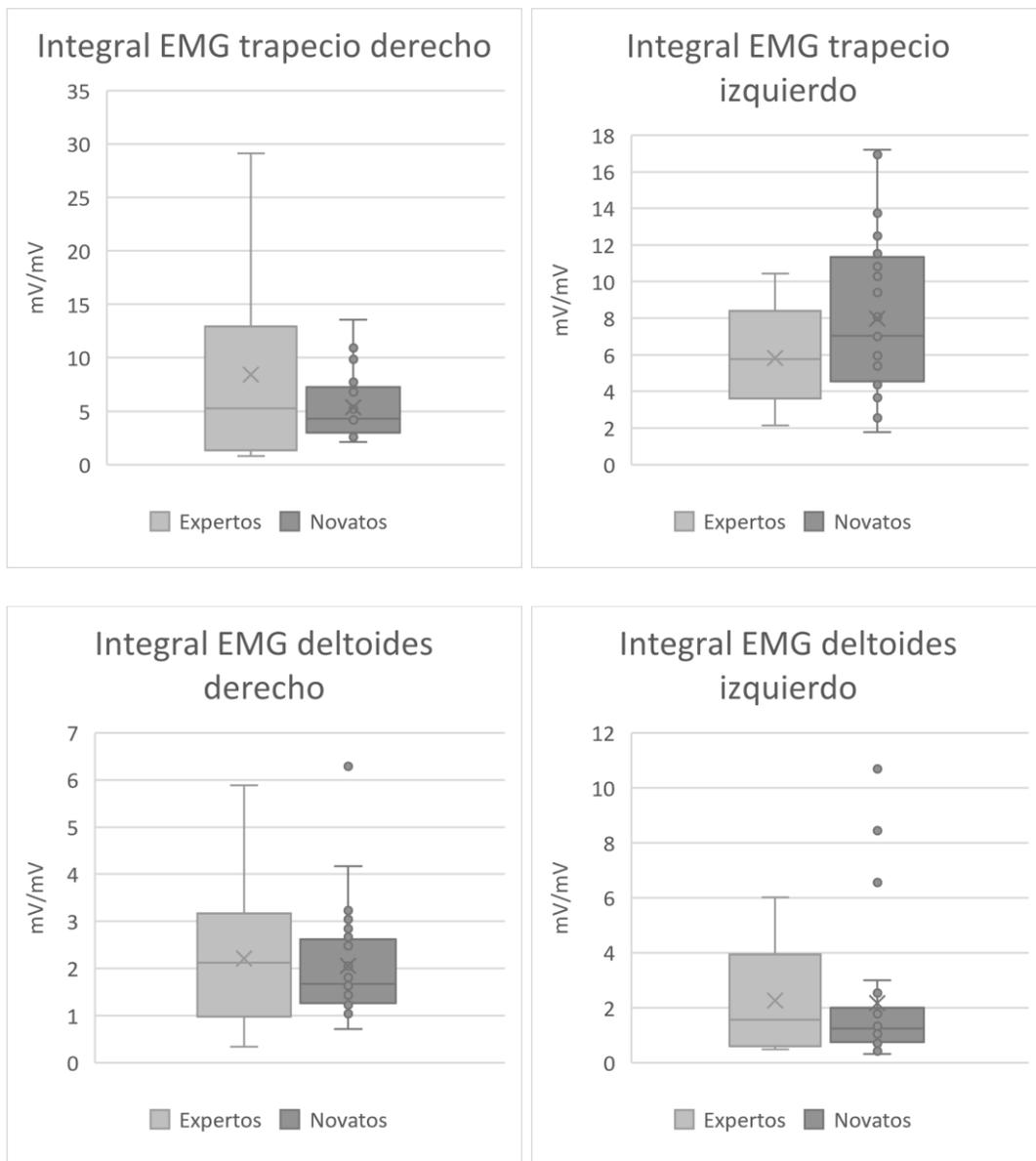


Fig. 46. Grafica de caja y bigote que compara la integral de EMG (arriba, izquierda) de trapecio derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) de trapecio izquierdo entre expertos y novatos, (abajo izquierda) de deltoides derecho entre expertos y novatos y (abajo, derecha) de deltoides izquierdo entre expertos y novatos.

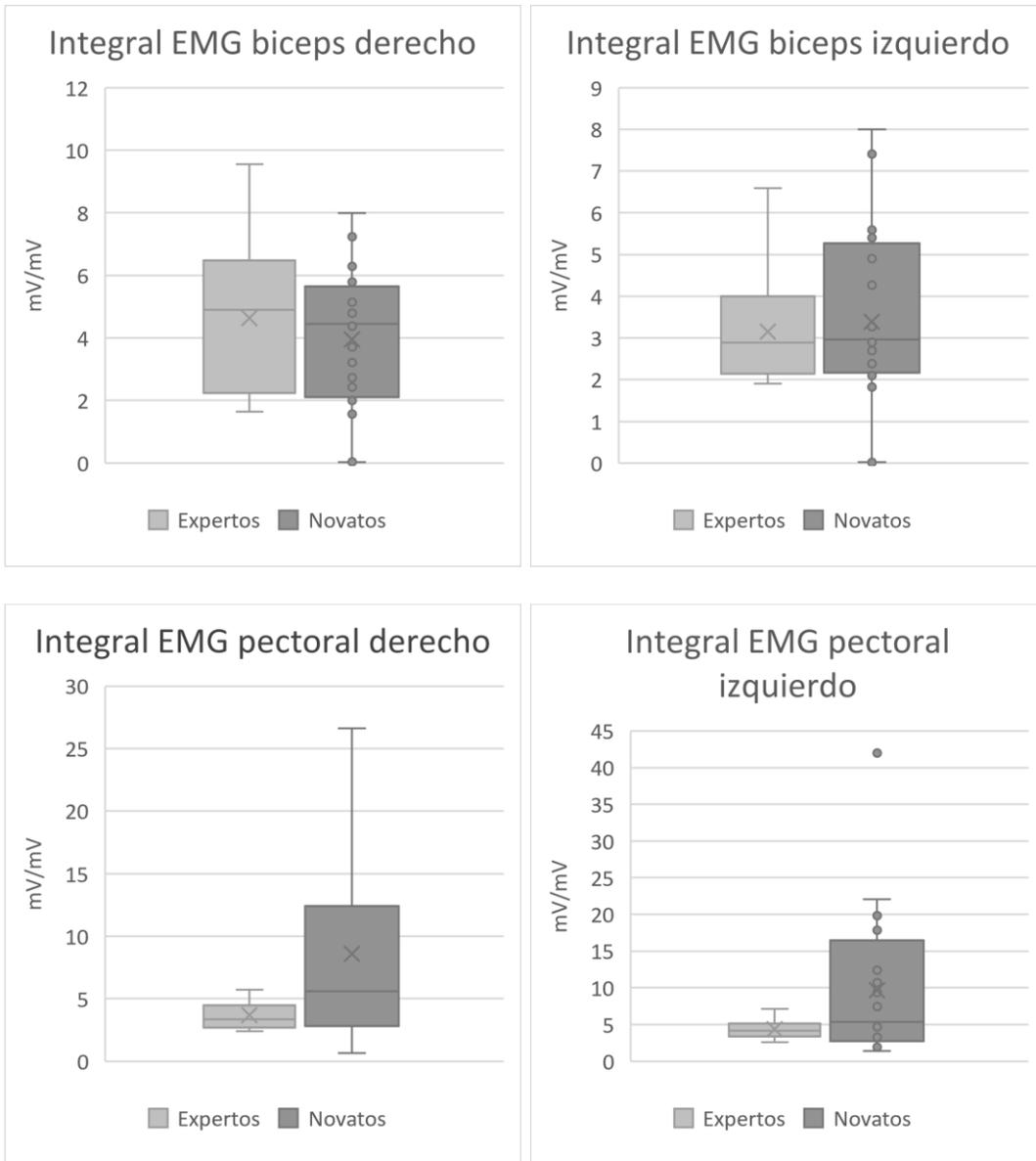


Fig. 47. Grafica de caja y bigote que compara la integral de EMG de (arriba, izquierda) bíceps derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) de bíceps izquierdo entre expertos y novatos, (abajo, izquierda) de pectoral derecho entre expertos y novatos y (abajo, derecha) de pectoral izquierdo entre expertos y novatos.

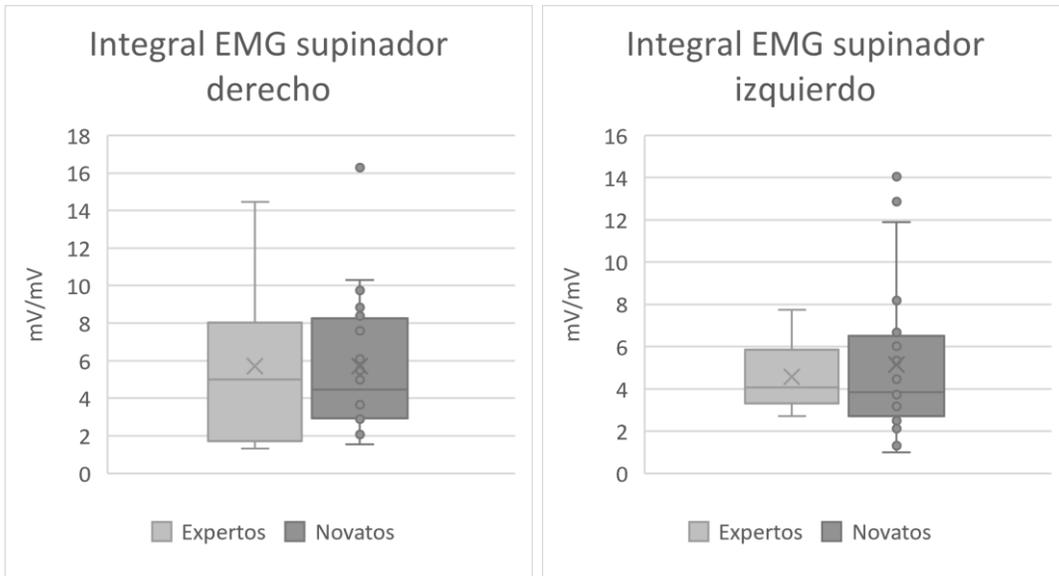


Fig. 48. Grafica de caja y bigote que compara la integral de EMG de supinador (izquierda) derecho entre expertos y novatos e (derecha) izquierdo entre expertos y novatos.

9.1.7 Resultados de Comparación de Pendiente de Frecuencia Mediana

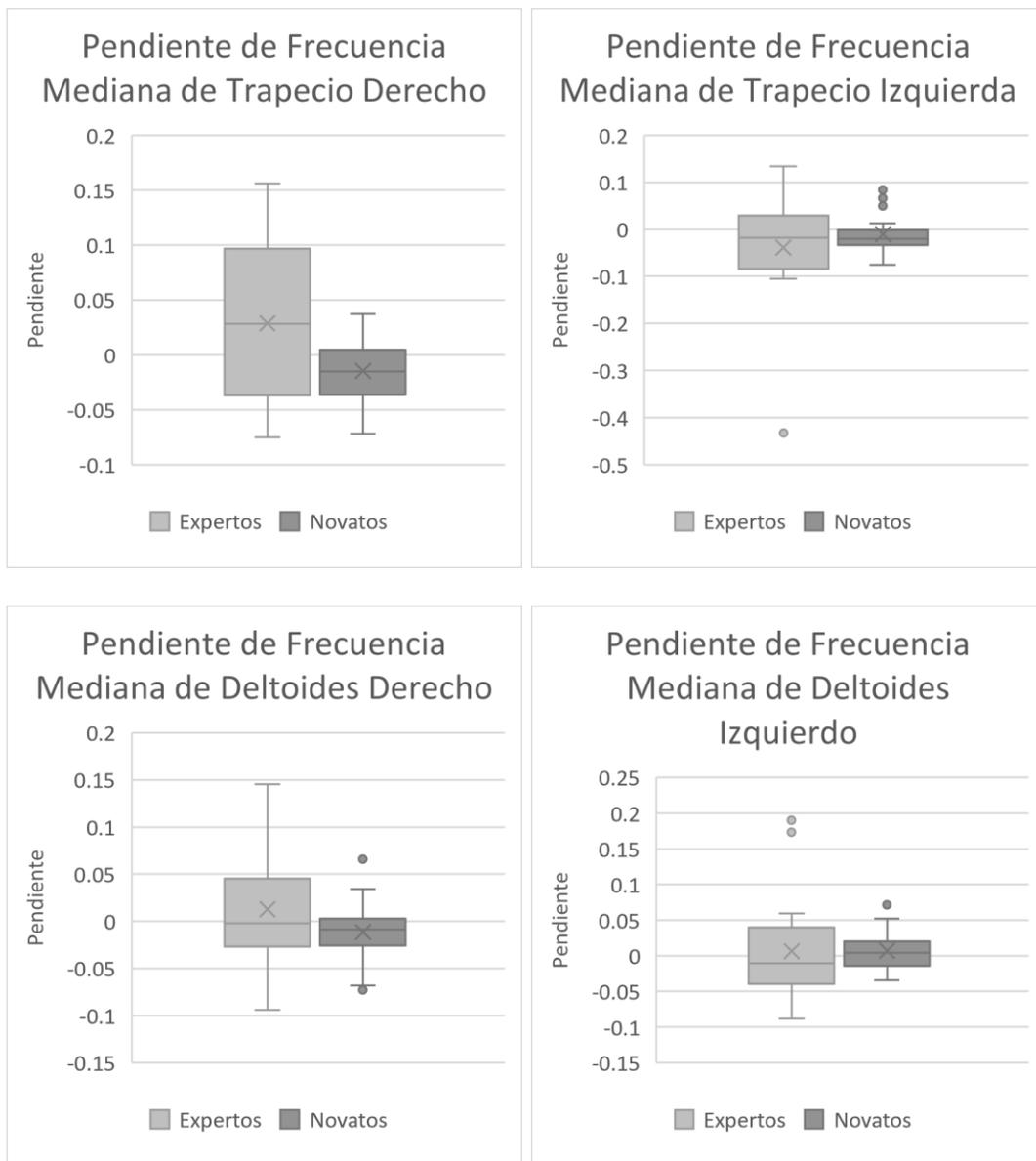


Fig. 49. Grafica de caja y bigote que compara la pendiente de la frecuencia mediana entre (arriba, izquierda) trapecio derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) trapecio izquierdo entre expertos y novatos, (abajo, izquierda) deltoides derecho entre expertos y novatos y (abajo, derecha) deltoides izquierdo entre expertos y novatos.

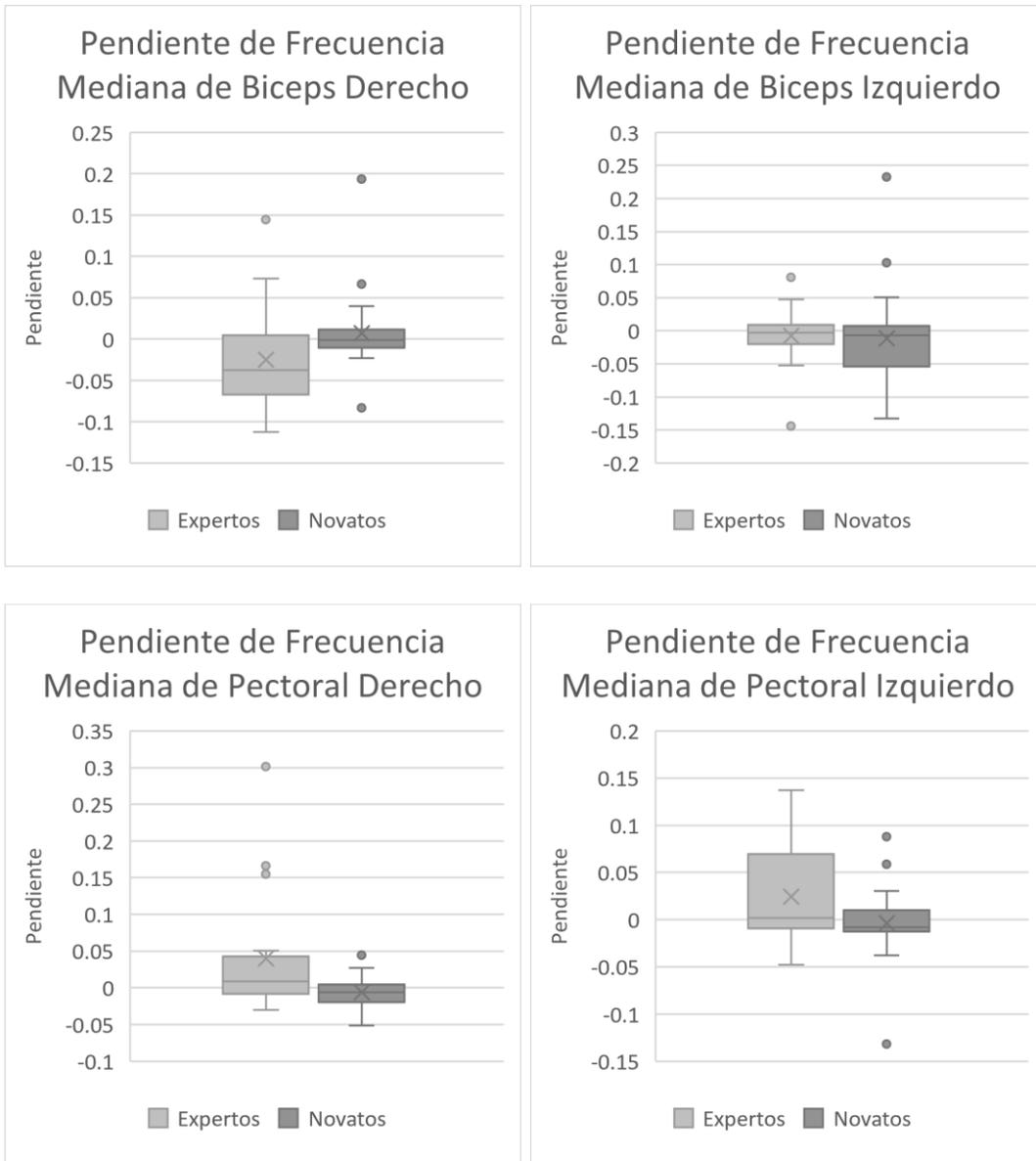


Fig. 50. Grafica de caja y bigote que compara la pendiente de la frecuencia mediana entre (arriba, izquierda) bíceps derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) bíceps izquierdo entre expertos y novatos, (abajo, izquierda), pectoral derecho entre expertos y novatos y (abajo, derecha) pectoral izquierdo entre expertos y novatos.

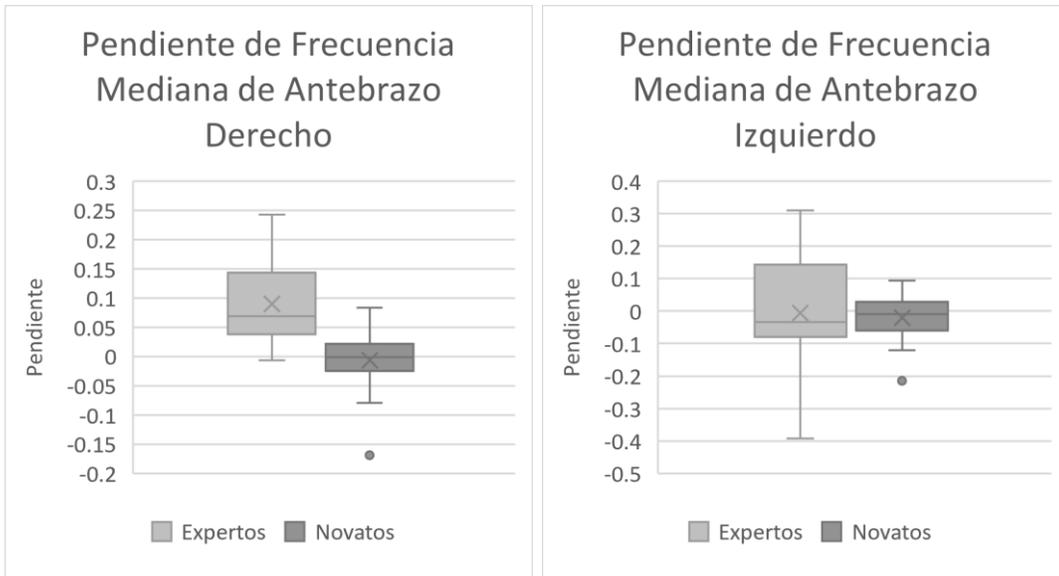


Fig. 51. Grafica de caja y bigote que compara la pendiente de la frecuencia mediana entre (izquierda) antebrazo derecho entre expertos y novatos y (derecho) antebrazo izquierdo entre expertos y novatos.

9.2 Análisis de resultados

Después de tener disponible los resultados obtenidos anteriormente se procede a ordenar todas las métricas con un valor de p menor a 0.05 en la Tabla 3, una vez que se tienen los datos ordenados se procede a revisar las circunstancias en que fueron obtenidos e intentar encontrar alguna hipótesis que explique la diferencia entre los expertos y los novatos.

Variable	Valor p	Tipo de análisis
Tiempo Total	<0.00001	Conteo de Tiempo
Área Extraída	0.00008	Conteo de Píxeles
Integral Aceleración M. D.	0.0198	Integral de Acelerometría
Trapezio Derecho	0.00032	Amplitud Máxima
Deltoides Derecho	0.00026	Amplitud Máxima
Deltoides Izquierdo	0.00048	Amplitud Máxima
Bíceps Derecho	< .00001	Amplitud Máxima
Bíceps Izquierdo	0.00906	Amplitud Máxima
Antebrazo Derecho	0.00398	Amplitud Máxima
Antebrazo Izquierdo	0.00736	Amplitud Máxima
Trapezio Derecho	< .00001	Integral de Acelerometría
Trapezio Izquierdo	< .00001	Integral de Acelerometría
Deltoides Derecho	< .00001	Integral de Acelerometría
Deltoides Izquierdo	0.00044	Integral de Acelerometría
Bíceps Derecho	0.00854	Integral de Acelerometría
Pectoral Derecho	< .00001	Integral de Acelerometría
Pectoral Izquierdo	< .00001	Integral de Acelerometría
Antebrazo Derecho	.01732	Integral de Acelerometría
Pectoral Derecho	0.02144	Integral de EMG
Bíceps Derecho	0.01428	Pendiente Frecuencia Mediana
Pectoral Derecho	0.0164	Pendiente Frecuencia Mediana
Pectoral Izquierdo	0.09692	Pendiente Frecuencia Mediana
Antebrazo Derecho	< .00001	Pendiente Frecuencia Mediana

Tabla 3. Tabla de métricas consideradas adecuadas para la diferenciación

9.2.1 Tiempo

La primera métrica de la tabla es el tiempo total de la actividad, la diferencia de tiempos existente entre ambos se explica simplemente por la mayor eficiencia de los expertos a la hora de realizar la tarea de corte, experiencia con la que no cuentan los novatos.

Esta métrica es una de las más sólidas para diferenciar entre los dos grupos, por si sola, esta métrica se puede diferenciar de manera adecuada al graficar los valores obtenidos como se muestra en la Fig. 52.

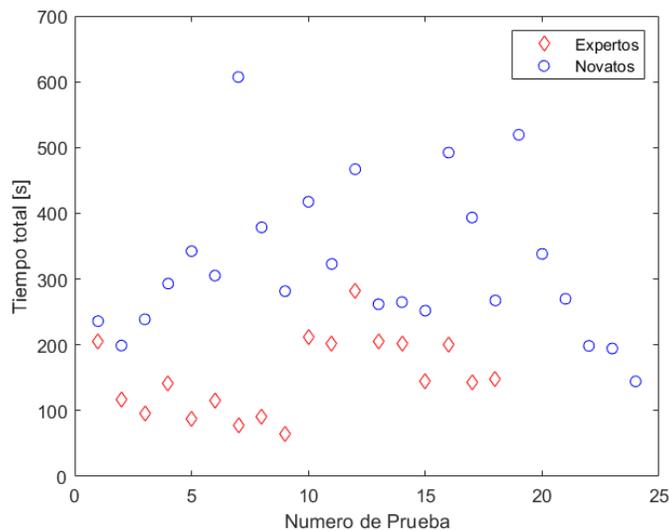


Fig. 52. Grafica de Comparación de Tiempos de Expertos y Novatos.

9.2.2 Área Extraída

La siguiente métrica considerada adecuada es el porcentaje del área ideal extraído por cada participante, como se puede apreciar en la Fig. 37 el porcentaje promedio de los expertos fue de 109% mientras que el porcentaje promedio de los novatos fue de 100.3%, si bien es una diferencia importante, no corresponde con lo que cabría esperar, ya que la destreza de los expertos debería haberlos acercado más al área solicitada que los novatos, sin embargo, si analizamos la gráfica de la Fig. 52 podremos notar que en algunos casos los tiempos de los expertos llegaron a ser cinco veces menores que los tiempos de los novatos, esta diferencia de

tiempos indicaría que los ejercicios se realizaron intentando conseguir un equilibrio entre el tiempo y la precisión del corte.

9.2.3 Integral de Aceleración de Mano Derecha

La integral de la aceleración de la mano derecha también cuenta con una diferencia estadística notable, considerando que la mayoría de los participantes son diestros, se podía esperar una diferencia en la eficiencia del uso de esta extremidad, la Fig. 53 muestra los valores obtenidos de la integración de la acelerometría de la mano derecha, ósea la velocidad promedio de los tres ejes medidos.

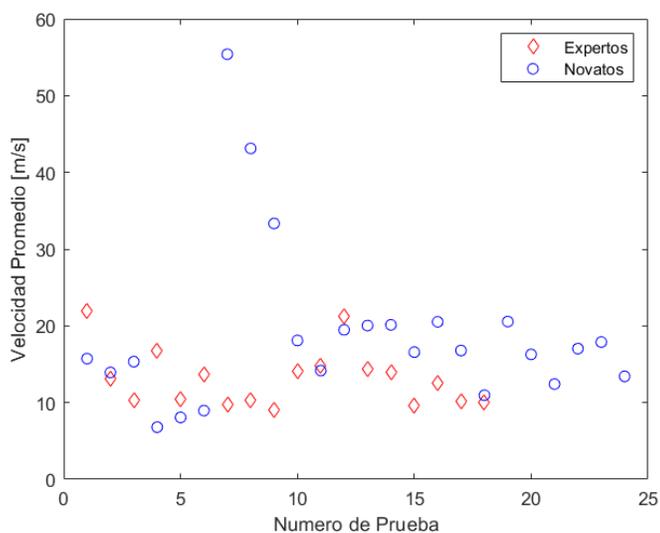


Fig. 53. Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Mano de Expertos y Novatos.

Un vistazo rápido a la gráfica de la Fig. 53. muestra que existen tres muestras en el grupo de novatos que evidentemente son atípicas, la diferencia estadística encontrada en este caso se atribuye a la existencia de estas muestras por lo que la hipótesis inicial de que la velocidad promedio debería ser distinta termina por no ser cierta, el valor de p en la prueba Mann-Whitney

después de retirar esos tres puntos es de .06876, lo que termina por demostrar que, al final, no es una métrica fiable para diferenciar entre los dos grupos.

9.2.4 Amplitud Máxima de Trapecio Derecho

La amplitud máxima registrada en el trapecio derecho también parece ser significativa, sin embargo, al revisar detenidamente las gráficas de caja y bigote de la Fig. 40 (arriba, izquierda) se encuentra nuevamente que existen varios valores atípicos en el lado de los expertos, al retirar estos valores el valor de p para la prueba Mann-Whitney termina siendo de .44726 lo que deja de ser significativo para el fin buscado.

9.2.5 Amplitud Máxima de Deltoides Derecho

La siguiente métrica es también de amplitud máxima, pero para el deltoides derecho, después de ver la Fig. 40 (abajo, izquierda) se observa que también hay anomalías como las vistas con anterioridad, por lo que se retiraron los valores anómalos y se calculó de nuevo el valor de p siendo este de $< .00001$ por ello se siguió adelante con el análisis, al graficar los valores obtenidos en la Fig. 54 (izquierda) se puede apreciar que si bien los datos están juntos es posible diferenciar entre los dos grupos con algunos datos entrando en las zonas del otro grupo.

Como experimento se graficaron estos valores contra los valores de tiempo obteniéndose la gráfica de la Fig. 54 (derecha), en esta se puede notar que los dos grupos se separan un poco mejor por lo que tal vez este método podría servir para diferenciar mejor los dos grupos.

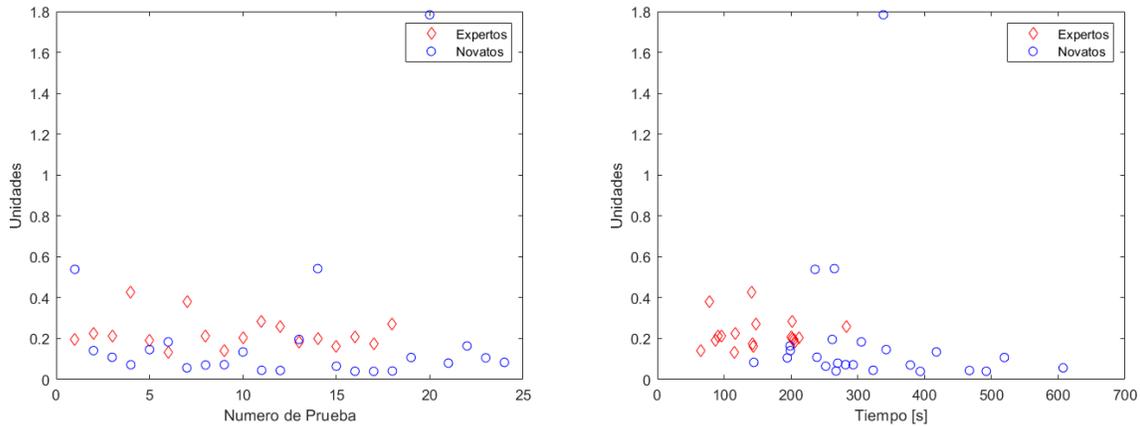


Fig. 54 Grafica de Comparación de Amplitud Máxima de Deltoides Derecho (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.

9.2.6 Amplitud Máxima de Deltoides Izquierdo

Los datos del deltoides izquierdo también cuentan con un par de valores atípicos como se puede apreciar en la gráfica de la Fig. 40. Grafica de caja y bigote que compara la amplitud máxima de EMG normalizado de (arriba, izquierda) trapecio derecho entre expertos y novatos, (arriba, derecha) trapecio izquierdo entre expertos y novatos, (abajo, izquierda) deltoides derecho entre expertos y novatos y (abajo, derecha) deltoides izquierdo entre expertos y novatos., después de retirar estos datos se obtiene un valor de p de .00024 lo cual es significativo, la gráfica de las amplitudes máximas del deltoides izquierdo se muestra en la Fig. 55 (izquierda), se aprecia un traslape considerable entre ambos grupos, siguiendo con el experimento realizado antes se procede a graficar contra el tiempo y se obtiene la gráfica de la Fig. 55 (derecha), en esta grafica se observan los dos grupos un poco más separados que podrían cumplir de manera más eficiente con la discriminación entre los dos grupos.

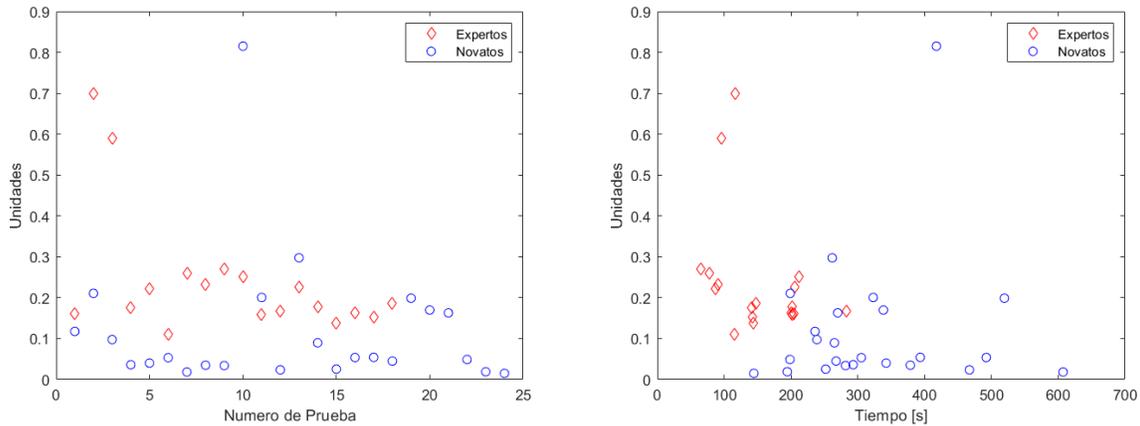


Fig. 55. Grafica de Comparación de Amplitud Máxima de Deltoides Izquierdo (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.

9.2.7 Amplitud Máxima de Bíceps Derecho

Los valores obtenidos del bíceps derecho cuentan con un solo valor anómalo como se puede ver en la Fig. 41, por lo que este se ignorara, la gráfica obtenida de estos valores se muestra en la Fig. 56 (izquierda).

Se puede apreciar que los dos grupos no se traslapan a pesar de que se encuentran muy próximos entre sí, al graficar contra el tiempo se obtiene la gráfica de la Fig. 56 (derecha).

En la gráfica antes mencionada se ve que ahora es posible dividir ambos grupos con una línea recta, permitiendo diferenciar entre ambos grupos de manera fácil.

Los picos de mayor amplitud implicarían mayor reclutamiento de fibras musculares, esto normalmente se da cuando el musculo se está fatigando, comportamiento no esperado de parte de los expertos.

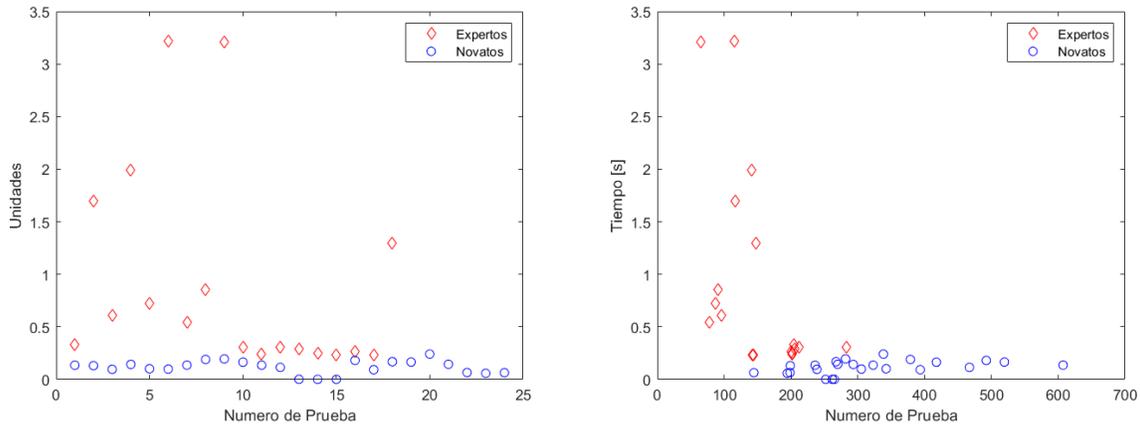


Fig. 56. Grafica de Comparación de Amplitud Máxima de Bíceps Derecho (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.

9.2.8 Amplitud Máxima de Bíceps Izquierdo

Para el bíceps izquierdo cuya grafica de caja se puede ver en la Fig. 41, no hay anomalías visibles por lo que nuevamente se procede a graficar los datos, esta grafica se puede ver en la Fig. 57 (izquierda).

Es en esta grafica donde se puede apreciar que ambos grupos no se encuentran tan bien definidos como se esperaría, es por ello que nuevamente se procede a graficar esta métrica en contra del tiempo obteniendo la gráfica de la Fig. 57 (derecho), en esta grafica se observa que si bien el reacomodo ayudo a separar un poco más los datos que ya estaban separados fallo en mejorar la separación de los datos en traslape, se concluye que esta métrica no es idónea para llevar a cabo la discriminación entre los dos grupos.

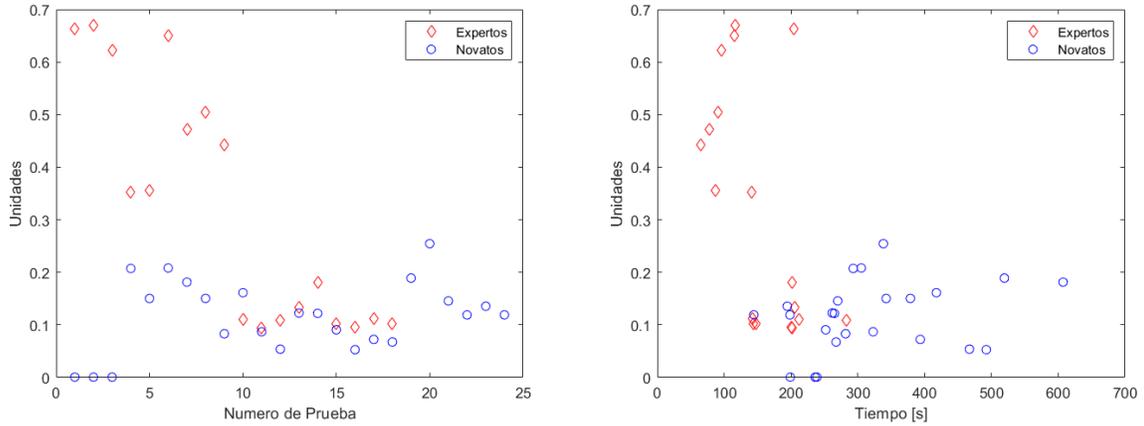


Fig. 57 Grafica de Comparación de Amplitud Máxima de Bíceps Izquierdo (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.

9.2.9 Amplitud Máxima de Antebrazo Derecho

Para el análisis del antebrazo derecho se encontró traslape importante entre los valores de ambos grupos como se muestra en la Fig. 58, de acuerdo con la experiencia con la gráfica anterior no se espera que mejore la división de grupos si se grafica contra el tiempo por lo que esta versión no se realizara. Esta métrica no es idónea para llevar a cabo la discriminación de los dos grupos.

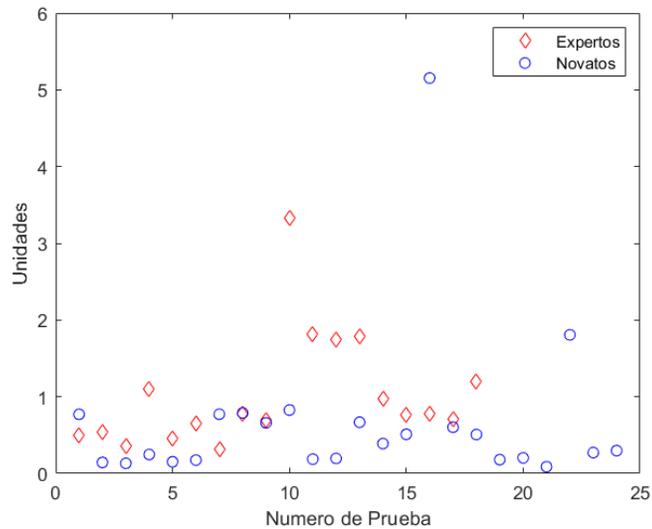


Fig. 58 Grafica de Comparación de Amplitud Máxima de Antebrazo Derecho de Expertos y Novatos.

9.2.10 Amplitud Máxima de Antebrazo Izquierdo

Los datos de amplitud máxima del antebrazo izquierdo una vez graficados en la Fig. 42 muestran también un traslape considerable, no es tampoco una métrica idónea para diferenciar entre ambos grupos.

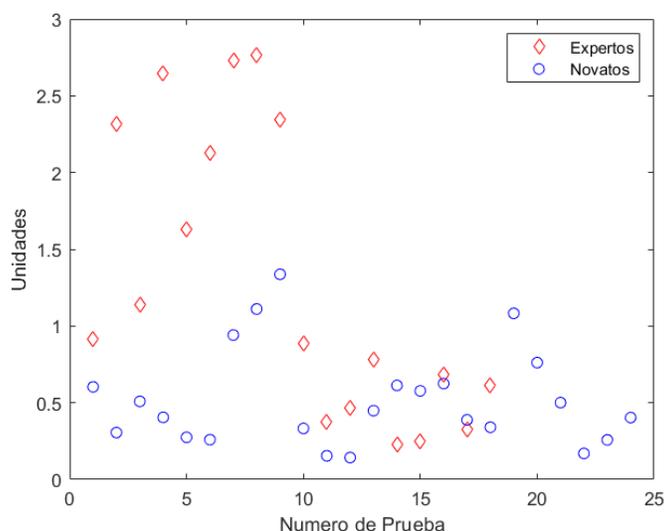


Fig. 59 Grafica de Comparación de Amplitud Máxima de Antebrazo Izquierdo de Expertos y Novatos.

9.2.11 Integral de Acelerometría de Trapecio Derecho

La suma de las integrales de acelerometría de cada eje del trapecio derecho tuvieron aparentemente una diferencia significativa, después de analizar la gráfica de caja se observan datos anómalos que se retiraron y después de llevar a cabo la prueba Mann-Whitney se obtuvo un valor de p de $< .00001$ por lo que se sigue considerando como válida.

En la gráfica mostrada en la Fig. 60 (izquierda), el agrupamiento de los datos muestra nuevamente ligeros traslapes sin conseguir una diferenciación clara entre ellos.

La Fig. 60 (derecha) muestra el resultado de graficar el valor de integración de acelerometría del trapecio derecho contra el tiempo, en este caso tuvo el efecto de acercar más los grupos, no es especialmente eficiente, pero puede presentar una buena aproximación.

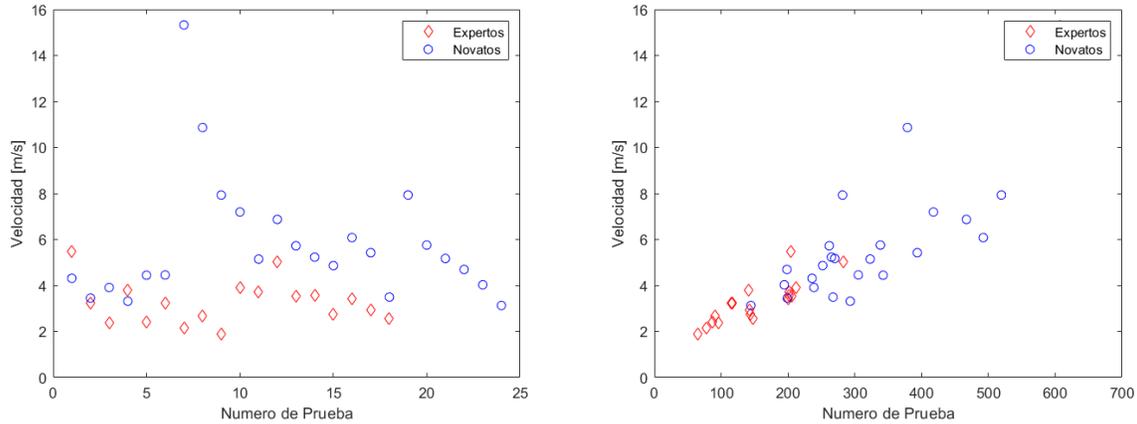


Fig. 60 Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Trapecio Derecho (izquierdo) de Expertos y Novatos y (derecho) vs Tiempo de Expertos y Novatos.

9.2.12 Integral de Acelerometría de Trapecio Izquierdo

La Fig. 61 (izquierda) muestra la diferencia de resultados entre los expertos y novatos en lo que respecta a velocidad de acelerometría de trapecio izquierdo, al comparar esta figura con la Fig. 60 (izquierda), se puede observar una gran similitud entre ambas gráficas, esto es fácilmente explicable ya que ambos sensores se moverían al mismo tiempo existiendo ligeras variaciones entre uno y otro lado, la diferencia entre ambos grupos se debe a los movimientos realizados en su sitio, en este caso se observa que los novatos tuvieron mayor actividad que varios expertos, situación explicable por la falta de practica al usar el instrumental laparoscópico.

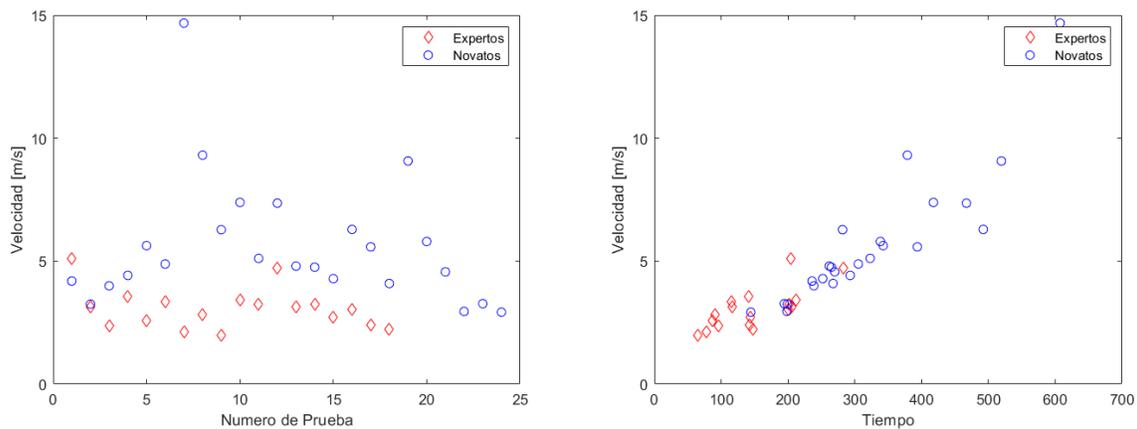


Fig. 61 Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Trapecio Izquierdo (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecho) vs Tiempo de Expertos y Novatos.

9.2.13 Integral de Acelerometría de Deltoides Derecho

Las diferencias encontradas al comparar los resultados de la integral de la acelerometría del deltoides derecho se observan en la Fig. 62 (izquierdo), la distribución es parecida a la de los trapecios, se considera que se debe a que se registró el movimiento total del cuerpo sin registrarse realmente cambios significativos que pudieran servir para diferenciar entre ambos grupos, esta teoría se reafirmara o refutara con el análisis de los siguientes graficas.

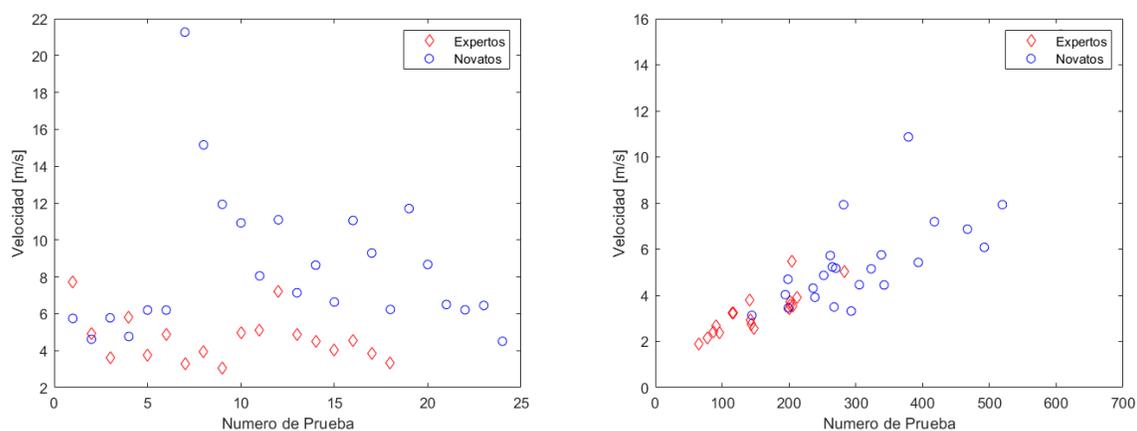


Fig. 62 Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Deltoides Derecho (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.

9.2.14 Integral de Acelerometría de Deltoides Izquierdo

La gráfica de la integral de acelerometría de deltoides izquierdo mostrada en la Fig. 63 es como ha venido siendo muy parecida a las obtenidas en el caso de los músculos trapecios y del deltoides derecho, de nuevo la explicación es que en general se midió toda la actividad del cuerpo de manera simultánea.

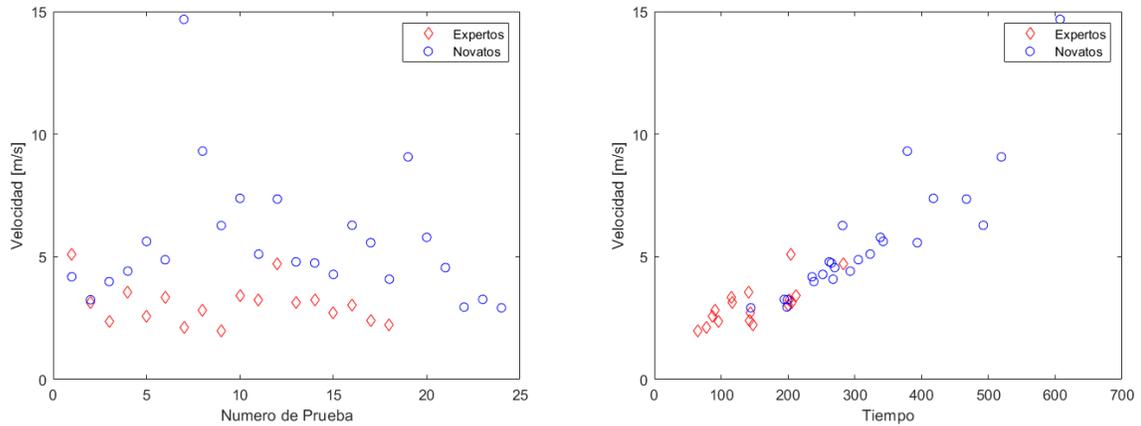


Fig. 63 Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Deltoides Izquierdo (izquierdo) de Expertos y Novatos y (derecho) vs Tiempo de Expertos y Novatos.

9.2.15 Integral de Acelerometría de Bíceps Derecho

Para el análisis de la integral de la acelerometría del bíceps derecho, que se puede observar en las Fig. 64 (izquierda) y Fig. 64 (derecha), se encuentra de nuevo una distribución muy parecida a la encontrada en las cuatro métricas analizadas con anterioridad reforzando la idea de que lo que se ha estado midiendo es el movimiento total del sujeto.

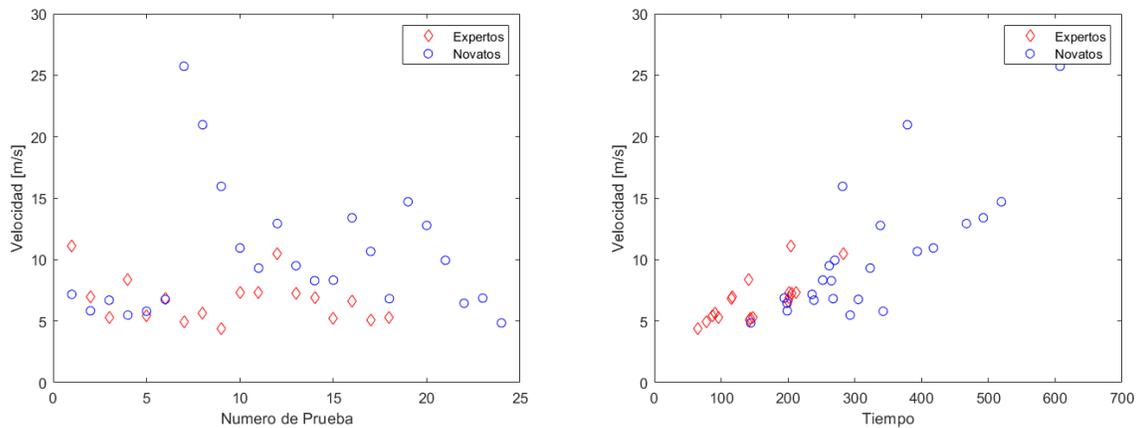


Fig. 64 Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Bíceps Derecho (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.

9.2.16 Integral de Acelerometría de Pectoral Derecho

Las gráficas que muestran los resultados de la integración de acelerometría para el pectoral derecho son mostradas en las Fig. 65 (izquierda) y la Fig. 65 (derecha) y siguen contando con patrones parecidos a todos los registrados anteriormente, las mediciones en estas posiciones procesadas tal como se presenta no resultan de utilidad más que para determinar la velocidad de movimiento del tronco.

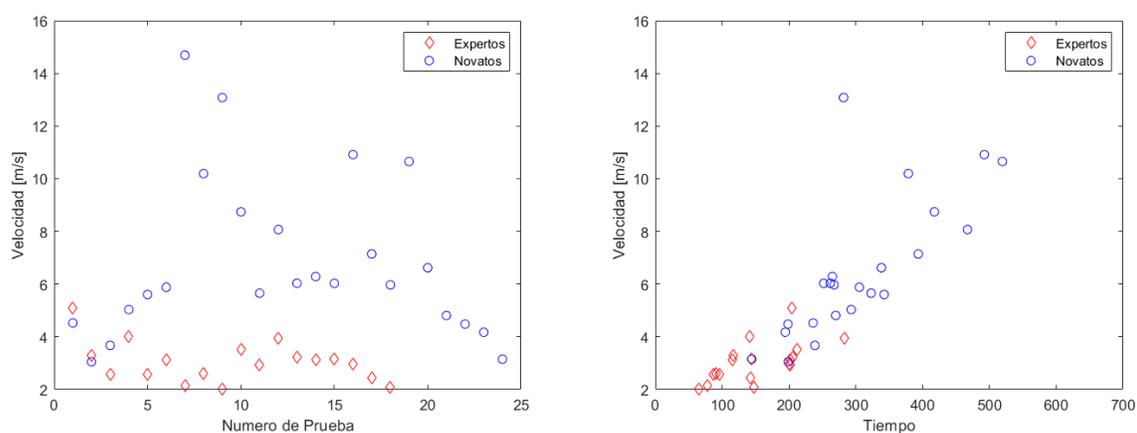


Fig. 65 Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Pectoral Derecho (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.

9.2.17 Integral de Acelerometría de Pectoral Izquierdo

Lo que se puede ver en las Fig. 66 (izquierda) y Fig. 66 (derecha) es, de nuevo, un patrón muy similar a los anteriores es seguro afirmar que todos los sensores de acelerometría que estuvieron fijos al tronco terminaron midiendo prácticamente los mismos valores, valores que con el método usado determinan la velocidad promedio durante toda la actividad misma que fue prácticamente igual en cada prueba para todos los sensores fijados al tronco.

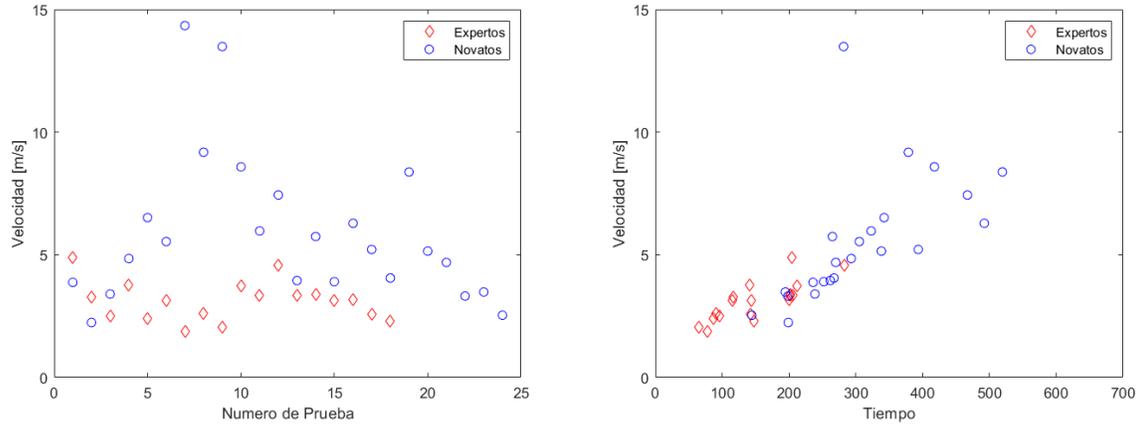


Fig. 66 Grafica de Comparación de Integral de Acelerometría de Pectoral Izquierdo (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo Expertos y Novatos.

9.2.18 Integral de Acelerometría de Antebrazo Derecho

Al analizar la gráfica de la Fig. 45 (izquierdo) que es la gráfica de caja de la integral de la acelerometría de antebrazo derecho, se pueden observar tres puntos atípicos que sobresalen los demás, al eliminar estos puntos y realizar otra prueba Mann-Whitman se encuentra que el valor de p cambio a .06148 lo cual implica que estos resultados ya no tienen relevancia estadística y por tanto tampoco son útiles para diferenciar entre los dos grupos.

9.2.19 Integral de EMG de Pectoral Derecho

El único valor útil para el propósito de este trabajo en la sección de integral de la señal de EMG fue la del pectoral derecho, la gráfica de caja de la Fig. 47 (abajo, izquierda) muestra una diferencia bastante significativa entre ambos grupos sin que existan valores atípicos como en las anteriores métricas analizadas.

Al graficar los valores obtenidos en la Fig. 67 (izquierdo) se puede notar que los resultados para los expertos están agrupados en la parte inferior de la gráfica, los novatos tienen una distribución menos concentrada, si bien estadísticamente están bien diferenciados los datos una separación lineal simple no es posible, la gráfica de estos datos contra el tiempo se muestra en la Fig. 67 (derecho), se observa que mejora el agrupamiento de ambas muestras, existe potencial para usar esta métrica para diferenciar ambos grupos.

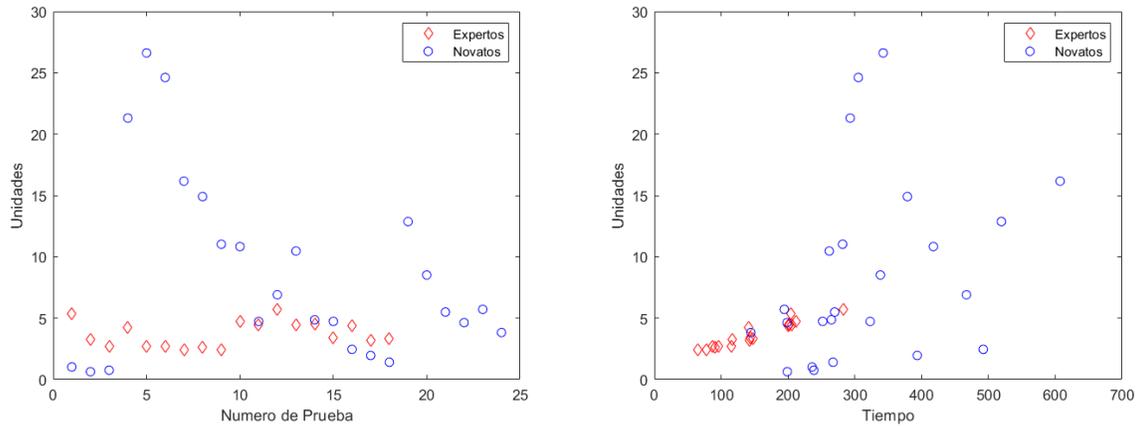


Fig. 67. Grafica de Comparación de Integral de EMG de Pectoral Derecho (izquierda) de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.

9.2.20 Pendiente de Frecuencia Mediana de Bíceps Derecho

El siguiente método de análisis considerado fue la pendiente de la frecuencia mediana, la bibliografía [69] presenta esta métrica como una manera efectiva de cuantificar la fatiga muscular por medio de la linealización de los datos obtenidos de la frecuencia mediana de la señal de EMG, los resultados estadísticamente relevantes se dieron en los tres sensores de la extremidad dominante, a continuación, se analiza la distribución obtenida de la totalidad de las muestras de cada sensor.

La grafica de caja de pendiente de la frecuencia mediana del bíceps derecho se muestra en la Fig. 50 (arriba, izquierda), ahí se puede notar la existencia de valores atípicos, si estos valores se retiran y se vuelve a llevar a cabo la prueba Mann-Whitney se obtiene un valor de p de .00672 lo cual mejora las perspectivas con esta métrica.

La grafica comparativa de ambos grupos se muestra en la Fig. 68 (izquierdo), aquí se observa que las pendientes de novatos están agrupadas en buena parte sobre el valor de 0, mientras que la mayoría de los expertos están ubicados en la parte negativa de la gráfica, este resultado es

inesperado ya que la pendiente negativa es considerado un signo de fatiga, el resultado esperado es que la mayoría de los novatos terminarían bajo la línea de cero lo cual implicaría un mayor cansancio que en el caso de los expertos.

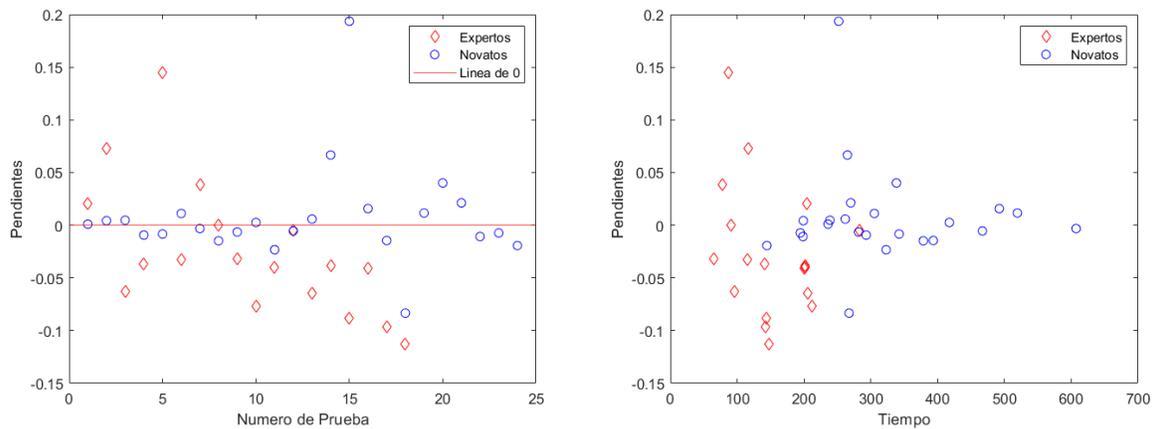


Fig. 68. Grafica de Comparación de Pendiente de Frecuencia Mediana de EMG (izquierda) de Bíceps Derecho de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.

En la Fig. 68 (derecho) se muestran los resultados de graficar la pendiente de la frecuencia mediana del EMG de bíceps derecho contra el tiempo registrado para cada usuario, en esta grafica se puede ver una mejora en el agrupamiento, el uso de estas métricas podría ser útil para la diferenciación de expertos y novatos.

9.2.21 Pendiente de Frecuencia Mediana de Pectoral Derecho

La grafica de caja de pendiente de la frecuencia mediana del pectoral derecho se muestra en la Fig. 50 (abajo, izquierda), en esta también se aprecian varios puntos anómalos por lo que al retirarlos y realizar la prueba Mann-Whitney se obtiene un nuevo valor de p de .0271 por lo que continúa existiendo una diferencia relevante entre los dos grupos.

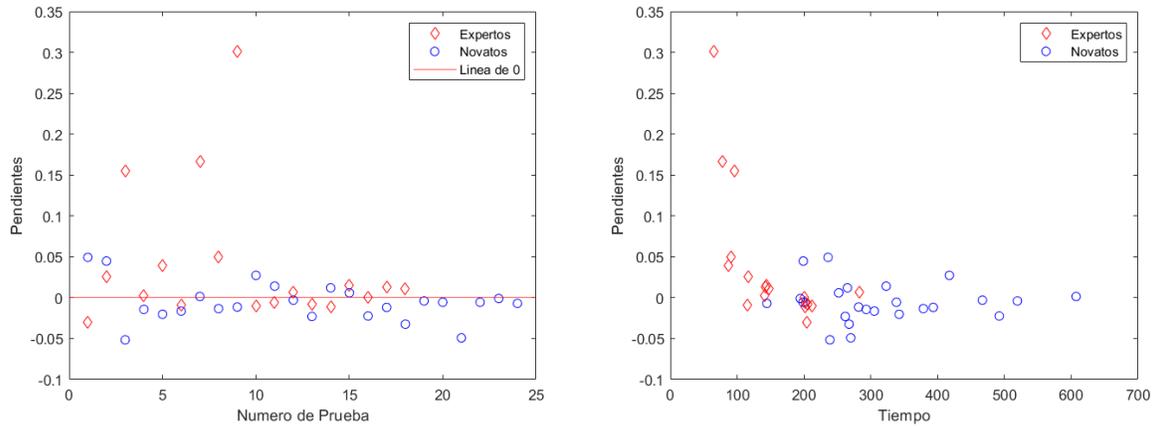


Fig. 69. Grafica de Comparación de Pendiente de Frecuencia Mediana de EMG (izquierda) de Pectoral Derecho de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.

La grafica de la Fig. 69 (izquierda) muestra una tendencia inversa a la observada en la Fig. 68 (izquierda) siendo en este caso mayor la cantidad de valores positivos medidos para expertos (12) que para novatos (7), la cercanía de los puntos sigue siendo un problema.

En la Fig. 69 (derecho) se observa la gráfica de las pendientes de frecuencia mediana de EMG de pectoral vs tiempo, de nuevo mejora la agrupación, pero no totalmente, aun así, podría considerarse una alternativa para trabajos posteriores.

9.2.22 Pendiente de Frecuencia Mediana de Antebrazo Derecho

La grafica de caja de pendiente de la frecuencia mediana del antebrazo derecho se muestra en la Fig. 51 (izquierda), hay un solo punto atípico por lo que no se recalculara el valor de p , la Fig. 70 (izquierda) muestra la gráfica de los valores de pendiente de frecuencia mediana del antebrazo derecho, aquí es más clara la tendencia vista en la Fig. 68 (izquierda), los valores de pendiente están todos (17) menos uno sobre la línea de cero para los expertos y los novatos tienen un poco menos de la mitad (11) sobre la línea de cero en contraste con los novatos que están debajo (13), aunque es mejor la distribución la existencia se traslapen entre grupos sigue siendo un factor a tomar en consideración para usar esta métrica como una referencia adecuada.

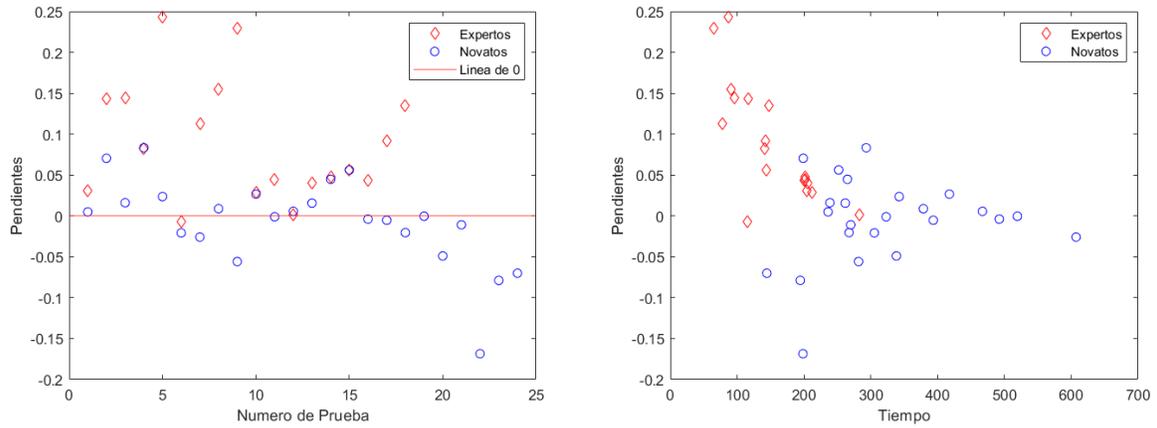


Fig. 70. Grafica de Comparación de Pendiente de Frecuencia Mediana de EMG (izquierda) de Antebrazo Derecho de Expertos y Novatos y (derecha) vs Tiempo de Expertos y Novatos.

La Fig. 70 (derecha) muestra los datos de pendiente de frecuencia mediana de EMG de antebrazo derecho graficados contra el tiempo, la agrupación mejora considerablemente sin llegar a ser ideal, aun así, es un posible candidato de métrica para diferenciar entre ambos grupos.

9.3 Evaluación de resultados

Se presenta una evaluación de los resultados obtenidos y su aptitud estadística para diferenciar entre ambos grupos, después se presenta un análisis comparativo entre las métricas obtenidas por acelerometría.

9.3.1 Evaluación estadística

Los resultados obtenidos están ordenados en la Tabla 4.

Métrica	Valor <i>p</i>	Tipo de análisis	Relevancia de la métrica
Tiempo Total	<0.00001	Conteo de Tiempo	Si/Medio
Área Extraída	0.00008	Conteo de Píxeles	Si/Medio
Integral Aceleración M. D.	0.0198	Integral de Acelerometría	No
Trapezio Derecho	0.00032	Amplitud Máxima	No
Deltoides Derecho	0.00026	Amplitud Máxima	Si/Medio
Deltoides Izquierdo	0.00048	Amplitud Máxima	Si/Medio
Bíceps Derecho	< .00001	Amplitud Máxima	Si/Alto
Bíceps Izquierdo	0.00906	Amplitud Máxima	Si/Bajo
Antebrazo Derecho	0.00398	Amplitud Máxima	No
Antebrazo Izquierdo	0.00736	Amplitud Máxima	No
Trapezio Derecho	< .00001	Integral de Acelerometría	No
Trapezio Izquierdo	< .00001	Integral de Acelerometría	No
Deltoides Derecho	< .00001	Integral de Acelerometría	No
Deltoides Izquierdo	0.00044	Integral de Acelerometría	No
Bíceps Derecho	0.00854	Integral de Acelerometría	No
Pectoral Derecho	< .00001	Integral de Acelerometría	No
Pectoral Izquierdo	< .00001	Integral de Acelerometría	No
Antebrazo Derecho	.01732	Integral de Acelerometría	No
Pectoral Derecho	0.02144	Integral de EMG	Si/Media
Bíceps Derecho	0.01428	Pendiente Frecuencia Mediana	Si/Bajo
Pectoral Derecho	0.0164	Pendiente Frecuencia Mediana	Si/Medio
Antebrazo Derecho	< .00001	Pendiente Frecuencia Mediana	Si/Medio

Tabla 4. Resultados del análisis

Se consideraron cuatro niveles de aptitud para cumplir con el objetivo de discriminar entre los dos grupos muestra. El más útil es el representado por el color verde, esto implica que, en teoría, se pueden dividir ambos grupos en un plano con una línea usando esta métrica o en combinación con otras, tal y como se muestra en la Fig. 71.

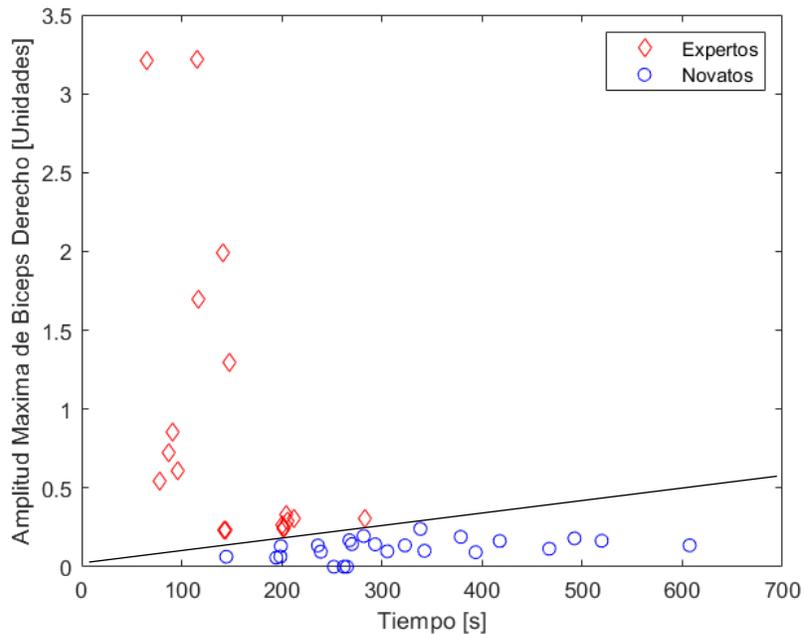


Fig. 71. Amplitud máxima de bíceps derecho vs tiempo, con ambos grupos separados por una línea recta.

El siguiente nivel es el representado por el color amarillo, este nivel presenta cierta capacidad para obtener la diferenciación entre sujetos, pero sigue teniendo superposición en al menos dos puntos como se muestra en la Fig. 72.

El tercer nivel está representado por el color naranja y si bien todavía se puede separar los datos en los dos grupos la diferenciación no es especialmente buena existiendo cinco o más puntos no separables por una línea, esto es evidente en la Fig. 73.

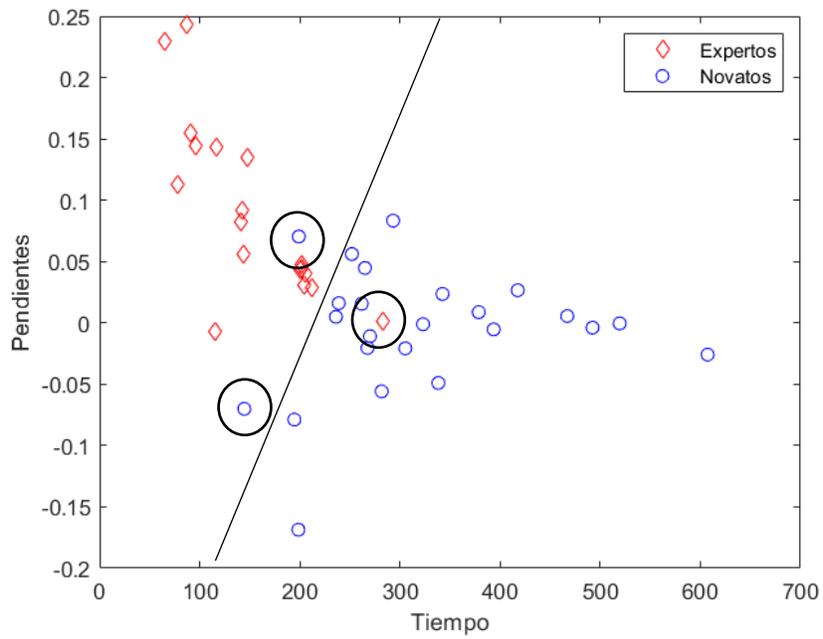


Fig. 72. Pendiente de frecuencia mediana de antebrazo derecho vs tiempo, la mayor parte de los puntos se pueden dividir en dos grupos

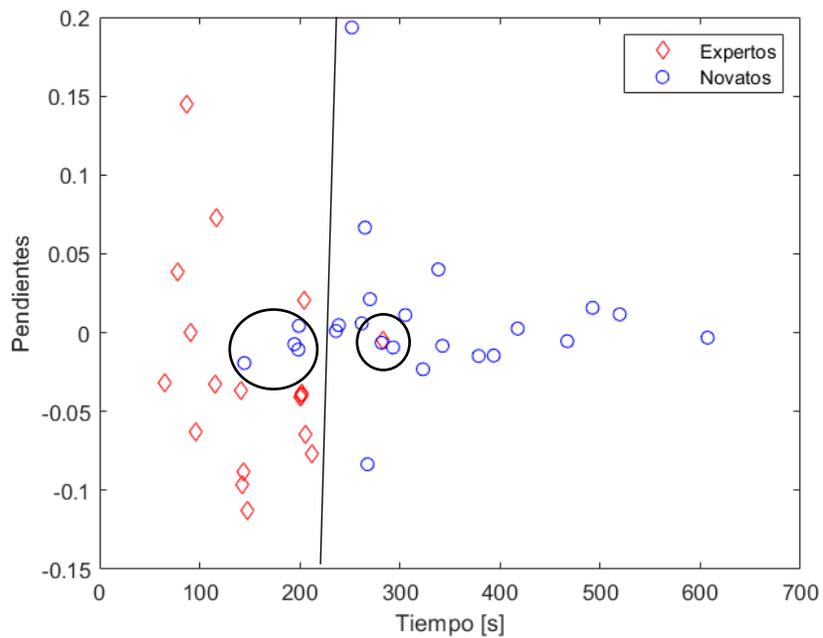


Fig. 73. Pendiente de frecuencia mediana de bíceps derecho vs tiempo, al menos cinco puntos no son separables por la línea.

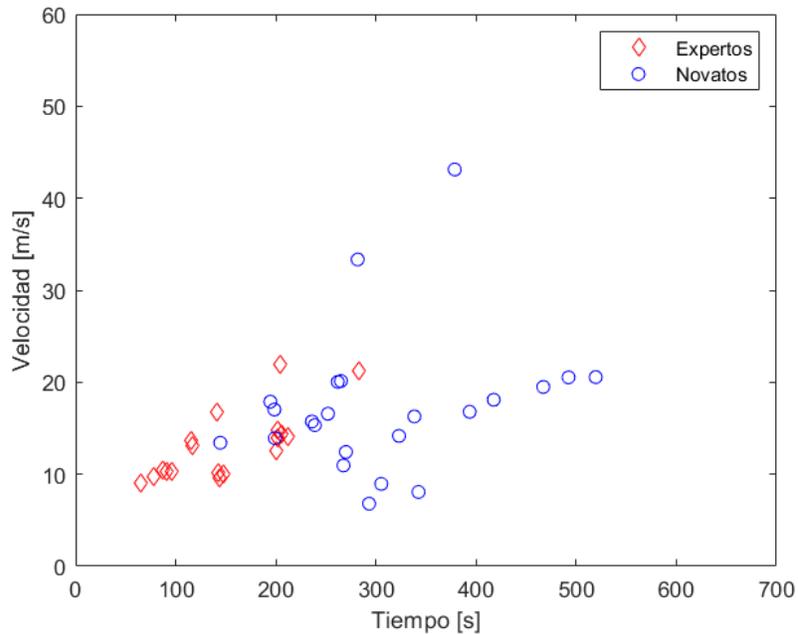


Fig. 74. Integral de aceleración de mano derecha vs tiempo, no hay forma evidente de separar ambos grupos dada la aglomeración de la mayor parte de las muestras en el cuadrante inferior izquierdo.

Como se puede ver en la Fig. 74 es difícil separar las muestras del cuarto nivel que está representado con el color rojo, en dos grupos entando los datos tan cerca unos de otros.

9.3.2 Análisis de resultados de acelerometría

Dado que se esperaban mejores resultados del análisis de acelerometría se consideró adecuado visualizar todos los resultados graficados en un plano esperando detectar patrones o tal vez la falta de ellos.

En la primera grafica en la

Fig. 75 se observan los resultados de integración de la señal de acelerometría para cada musculo del lado derecho de los expertos, en este caso es visible una diferencia entre las primeras 9 pruebas y las últimas 9 pruebas, se deduce que los primeros tres cirujanos tuvieron un estilo muy característico en el que la velocidad y por tanto el movimiento del cuerpo entero fue muy

limitada, se nota una diferencia notable solo con los resultados de las manos en esas 9 pruebas, las siguientes 9 pruebas no muestran diferencias tan marcadas.

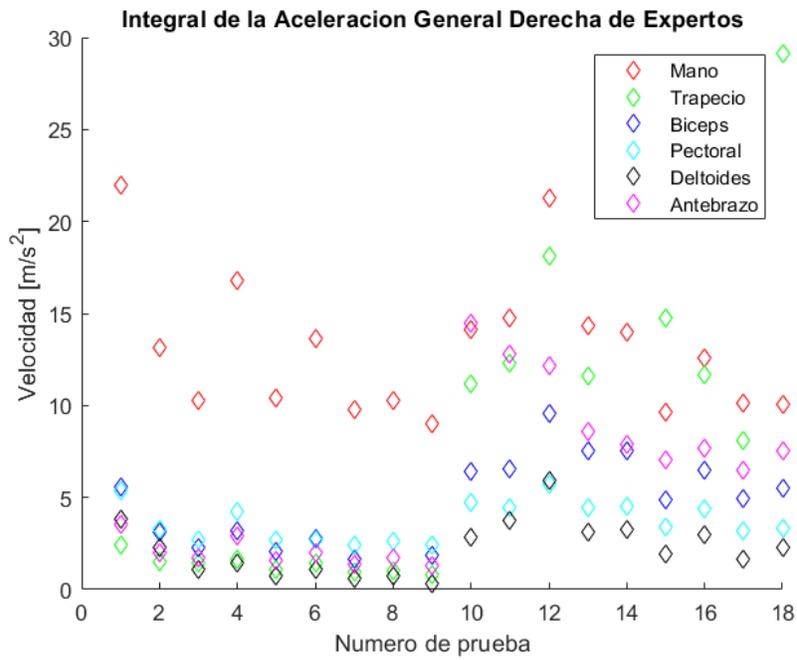


Fig. 75. Integral de aceleración derecha de expertos

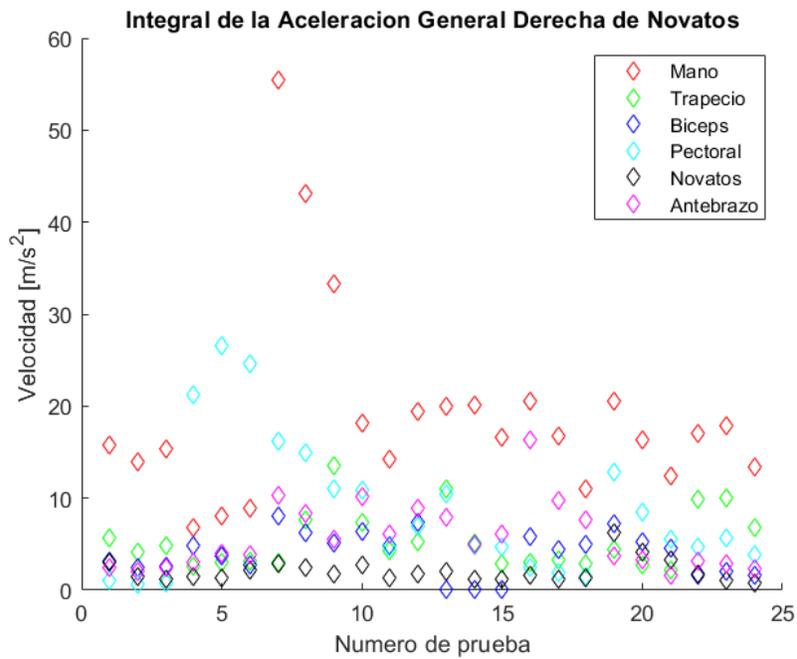


Fig. 76. Integral de aceleración derecha de novatos

La grafica de la Fig. 76 presenta los resultados de integración de la señal de acelerometría para cada musculo del lado derecho de los novatos, en este caso se muestra una gráfica homogénea en lo que respecta a todas las señales menos las de la mano, la siguiente señal más activa es la del pectoral. Las magnitudes de estas señales están, en general, cercanas a las de los expertos, en este caso existen tres valores anómalos muy altos, que es lo que diferencia las magnitudes máximas entre ambos grupos y por tanto afectarían la estadística.

La grafica de la Fig. 77 muestra los resultados de la integración de la musculatura del lado izquierdo de los expertos, en esta grafica también se observa una distancia notable entre los valores de la mano y del resto de los puntos de medición en las primeras 9 pruebas, en las últimas 9 se observa una distribución más homogénea, curiosamente se observa que la actividad del trapecio y mano parecen estar en niveles parecidos en las últimas 9 pruebas.

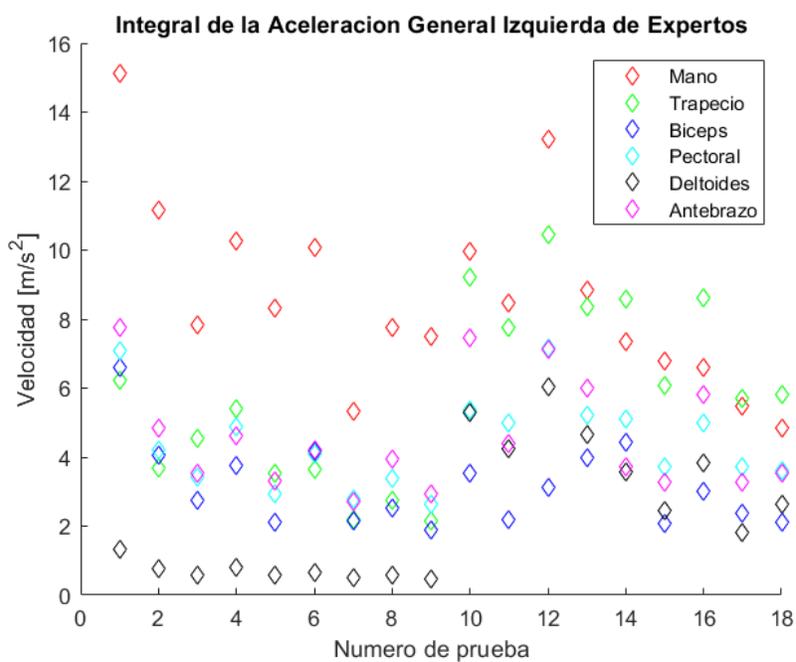


Fig. 77. Integral de aceleración izquierda de expertos

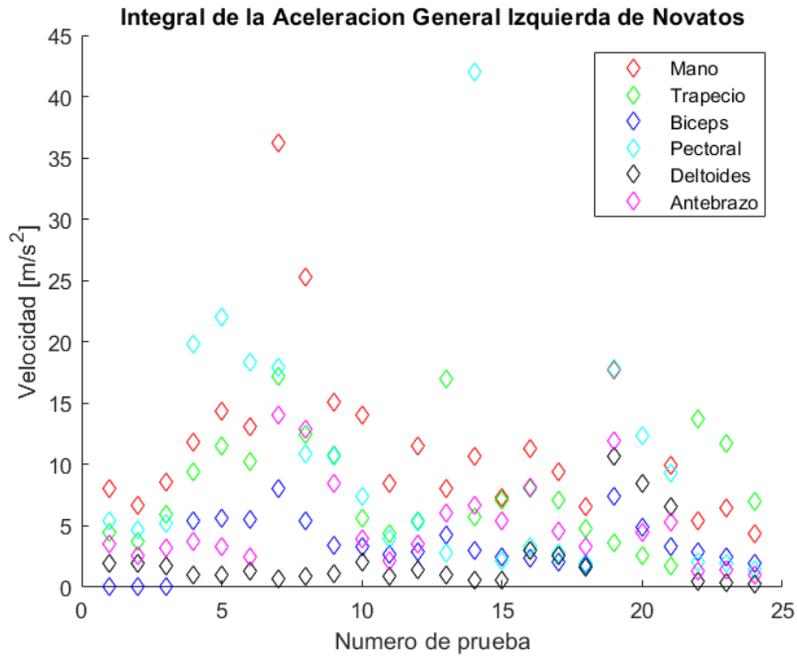


Fig. 78. Integral de aceleración izquierda de novatos

La Fig. 78 muestra el resultado de la integral de aceleración de la parte izquierda de la musculatura de los novatos, los valores registrados para la mano izquierda son ligeramente menores que los valores registrados para la mano derecha.

9.4 Pruebas de Clasificación

Como se puede observar en la columna relevancia de la Tabla 4, solo 10 de las 22 variables consideradas tienen alguna utilidad para determinar la pertenencia a algún grupo y la variable más adecuada para ello fue la amplitud máxima de bíceps derecho, es la única que muestra dos grupos bien definidos que son separables con una línea recta y que por tanto se podrían diferenciar con un procesamiento mínimo.

Como experimento se grafican los datos de Amplitud Máxima de Bíceps Derecho vs Tiempo en la Fig. 79, como se puede notar estos grupos están aún mejor diferenciados, lo que podría ser de utilidad para diferenciar entre los dos grupos.

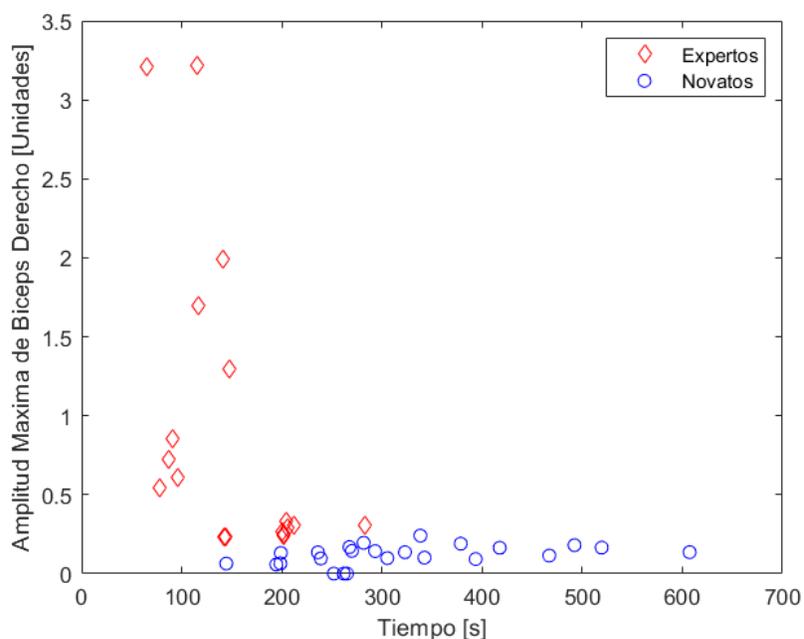


Fig. 79. Grafica de Amplitud Máxima de Bíceps Derecho vs Tiempo

El siguiente paso es probar este set de datos con algún clasificador, para ello se usó la función *fitcsvm* con el set de datos obtenido y con un vector de etiquetas de clase conformado por las palabras “Novato” y “Experto”, el resultado de este intento se muestra en la Fig. 80.

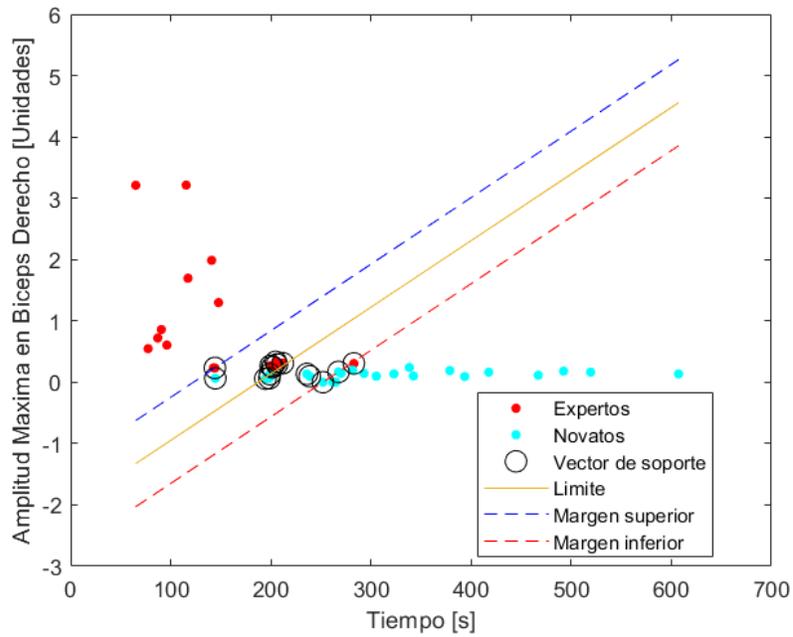


Fig. 80. Resultados del entrenamiento de la máquina de soporte vectorial con los datos obtenidos.

Después de obtener el modelo entrenado que permitió obtener la gráfica de la Fig. 80 ,se usó la función *confusionchart* con el vector de salida después de evaluar los mismos datos usados para el entrenamiento y se obtuvo la matriz de confusión de la Fig. 81Fig. 81.

Se puede apreciar que, si bien no fue una clasificación perfecta, el resultado es aceptable, con ajustes de configuración del entrenamiento se espera poder conseguir mejores resultados.

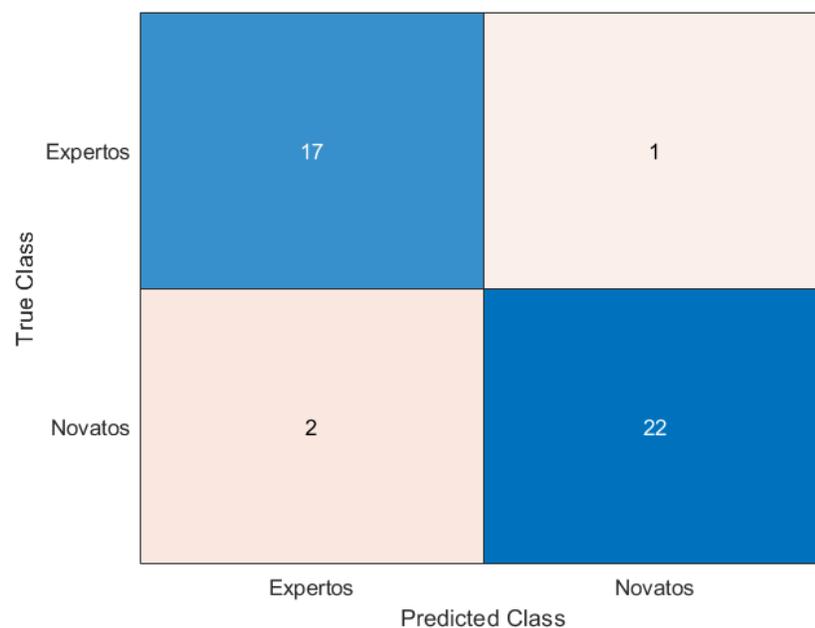


Fig. 81. Matriz de confusión con los resultados de evaluar los datos de entrenamiento.

El procedimiento se repitió usando los datos de integral de acelerometría de antebrazo derecho anteriormente descartados junto con el tiempo y arrojaron el modelo mostrado en la Fig. 82, la matriz de confusión se muestra en la Fig. 83.

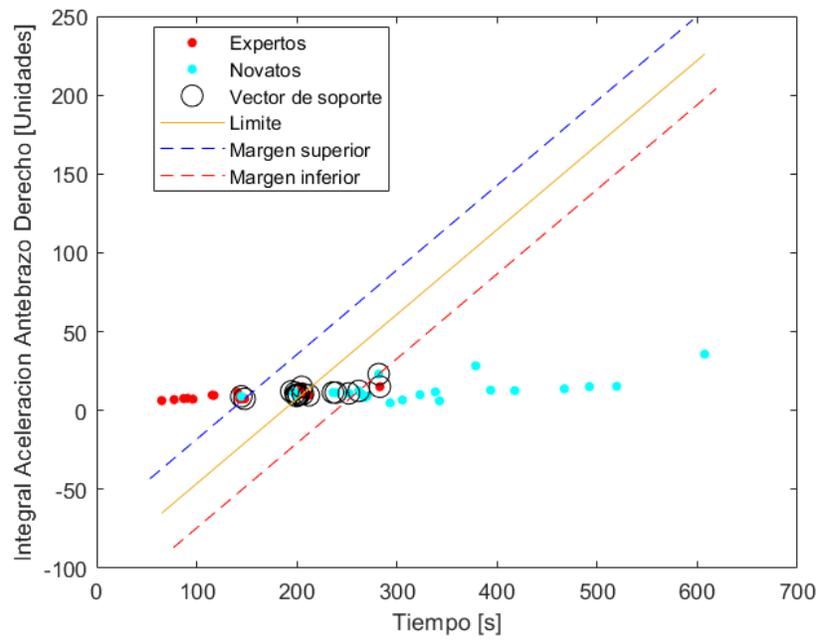


Fig. 82. Resultados del entrenamiento de la máquina de soporte vectorial con los datos obtenidos, esta vez con la integral de la aceleración del antebrazo derecho.

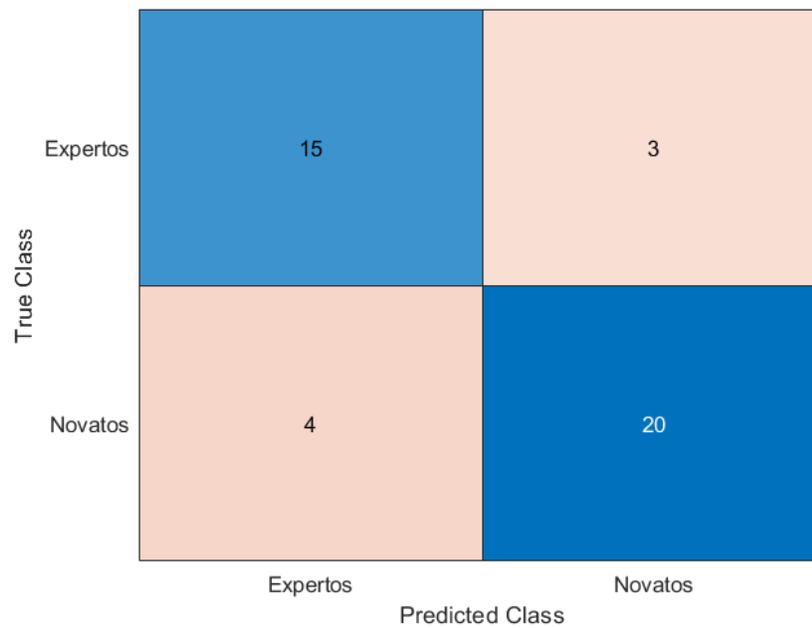


Fig. 83. Matriz de confusión con los resultados de evaluar los datos de entrenamiento.

Se puede ver en la matriz de confusión que el resultado empeoró sustancialmente ya que en el modelo anterior solo hubo 3 errores, en el modelo presente hay 7 lo que representa un aumento de más del 50% en el error, se considera que si bien no es el peor resultado se puede probar con algunas otras combinaciones para mejorar los resultados.

Para la siguiente prueba se cambió la integral de aceleración por la frecuencia mediana del antebrazo derecho, el resultado se muestra en la Fig. 84 y la matriz de confusión en la Fig. 85.

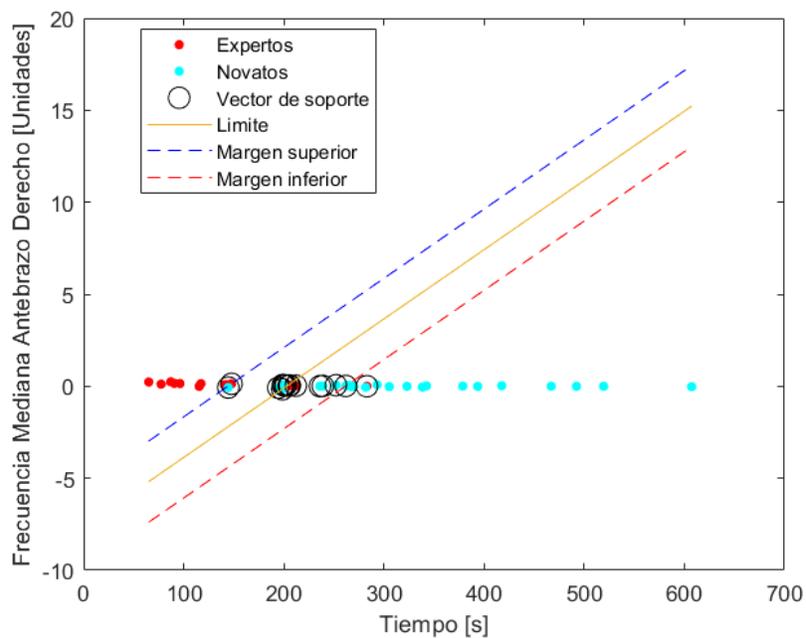


Fig. 84. Resultados del entrenamiento de la máquina de soporte vectorial con los datos obtenidos, esta vez con la frecuencia mediana del antebrazo derecho.

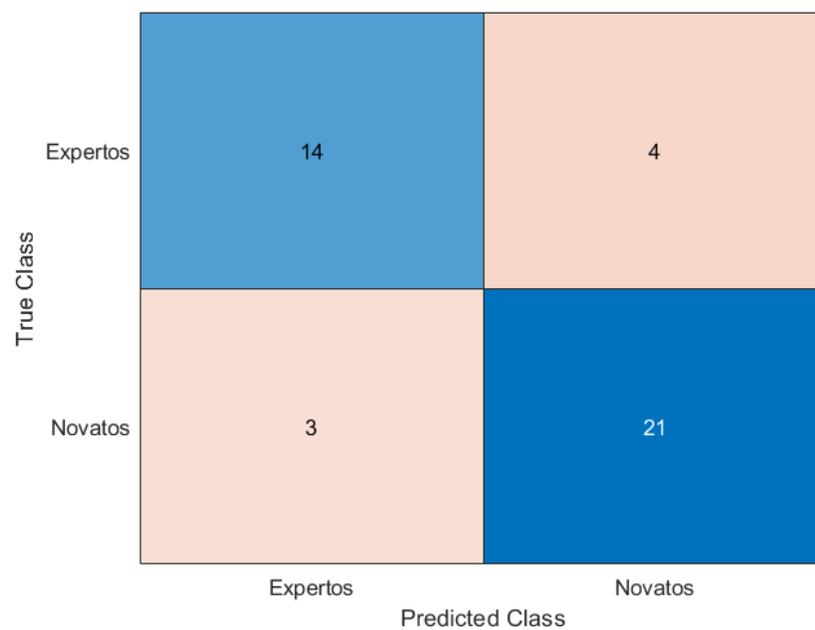


Fig. 85. Matriz de confusión con los resultados de evaluar los datos de entrenamiento.

10 Discusión

La primera y más notoria de las métricas analizadas es el tiempo total usado por cada usuario en completar la tarea de corte, es fácil deducir el por qué los expertos terminan la tarea de corte antes que los novatos, la habilidad adquirida con la practica otorga una ventaja visible a los expertos por sobre los novatos, sin embargo, como podemos ver en la Fig. 52, la diferencia no es tan notoria como cabría esperar.

Al revisar el protocolo se verifico que no se pidió a ninguno de los participantes que se centrara en un objetivo concreto en la prueba, es decir, no se solicitó que se cumpliera con la tarea lo más rápido posible o con la mejor calidad posible, si no que se dejó a discreción del sujeto.

Esta libertad es posiblemente causa parcial de no contar con una diferencia más marcada entre los grupos, dado que, si se hubiera solicitado que los participantes se centraran en la calidad del corte es seguro que el tiempo hubiera sido mucho menor para los expertos que para los novatos, dada la habilidad con la que cuentan.

Medir además la limpieza de corte y la forma extraída junto con el tiempo total ayudaría a evaluar de una manera más objetiva la tarea de corte.

El área extraída es otra métrica relevante para evaluar la habilidad del usuario, en la Fig. 35 se aprecia la calidad promedio con la que se realizó la tarea de corte, solicitar una mejora en el resultado definitivamente ampliaría el tiempo total de la actividad para los dos grupos, pero también permitiría evaluar la calidad máxima alcanzable por cada usuario.

Las integrales de aceleración de ambas manos no fueron métricas relevantes en este estudio, se esperaba una importancia elevada para esta métrica, considerando que el movimiento de los instrumentos depende directamente de los movimientos de la mano se esperaba ver una correlación elevada entre, por ejemplo, el tiempo total y el movimiento registrado en una o ambas manos, a menor tiempo total mayor velocidad tendría que haber sido alcanzada.

Es posible que información relevante se haya perdido por el filtrado de las señales, por tanto, se plantea como trabajo futuro reprocesar las señales sin el uso previo de filtros, además de esto, será deseable detectar el temblor base de ambas manos y compararlo con el temblor base una

vez terminada la prueba. Esto porque se ha considerado el aumento del temblor involuntario como un signo de fatiga muscular.

La bibliografía [70] ha mencionado una diferencia detectable entre la amplitud máxima de la señal de electromiografía de sujetos sin habilidades laparoscópicas y sujetos que han entrenado estas habilidades teniendo aquellos que han entrenado sus habilidades amplitudes máximas de EMG mayores que los sujetos sin habilidades entrenadas.

La única métrica que encaja adecuadamente con la afirmación del párrafo anterior es la de amplitud máxima del bíceps derecho ilustrada en la Fig. 56 (izquierda), podemos ver claramente que la amplitud máxima de los expertos es como mínimo de ~ 0.25 (mV/mV) y la amplitud máxima de los novatos es de máximo ~ 0.25 (mV/mV), esta relación no es perfecta dado que algunas muestras de los novatos están un poco por encima de este valor y algunas muestras de los expertos están ligeramente por debajo del mismo umbral.

La amplitud máxima del bíceps izquierdo para los novatos tuvo un máximo similar al anterior como se puede apreciar en Fig. 57 (izquierdo), para los expertos se pueden diferenciar dos grupos, uno separado completamente del grupo de los novatos con un valor mínimo de ~ 0.35 (mV/mV) y máximo de ~ 0.68 (mV/mV), y el otro grupo no llegando a rebasar los ~ 0.25 (mV/mV), se puede ver que al menos parcialmente se cumple con la diferencia.

En todos los casos de amplitud máxima se observa que la mayoría de los valores obtenidos de los expertos están por encima de los valores obtenidos de los novatos, por lo tanto, en este caso, los resultados obtenidos concuerdan con la bibliografía consultada.

En el caso de la integral de la aceleración se encontró que, en la mayoría de los registros, se tiene una mayor amplitud en la velocidad de ambas manos que del resto de los sensores, esto es normal dado que las manos se mueven mucho más que el cuerpo en el momento de realizar los ejercicios de corte.

Si bien se puede ver que existe cierta diferencia estadística entre ambos grupos, al menos considerando el valor p , en la práctica ambos grupos no se encuentran suficientemente bien diferenciados para ser considerados métricas confiables.

Las últimas pruebas realizadas fueron las de comparación de frecuencia mediana, para esta métrica se esperaba que las pendientes negativas fueran más abundantes en novatos que en

expertos al menos en antebrazos, bíceps y en el mejor de los casos pectorales y trapecios, implicando que los novatos se fatigarían antes, sin embargo, este resultado deseable y esperado se observó parcialmente en las gráficas del antebrazo derecho, pectoral derecho y bíceps derecho únicamente después de llevar a cabo la graficación de la pendiente en contra del tiempo.

Al revisar las gráficas de las Fig. 68 (derecha), Fig. 69 (derecha) y Fig. 70 (derecha) se nota una mejora en los agrupamientos al graficar en contra del tiempo, sin llegar a ser ideal, la evaluación de la fatiga de la musculatura del brazo dominante contra el tiempo resulta atractiva para intentar establecer la diferencia entre ambos grupos.

Finalmente, la integración de la señal de EMG no arrojó métricas estadísticamente útiles más allá del pectoral derecho, una revisión rápida a los datos de la Fig. 67 (izquierda) permite afirmar que esta métrica no es útil para diferenciar entre ambos grupos.

En general se tienen puntos anómalos en la mayoría de las métricas, a pesar de intentar fijar de la manera más efectiva posible los electrodos es posible que se requiere definir un mejor sistema de fijación para futuros estudios.

El sistema de registro de EMG funcionó como se esperaba, no se detectaron problemas ni con la frecuencia de registro ni problemas demasiado evidentes con la señal de EMG sin procesar, si bien se presentaron artefactos propios del tipo de registro, ninguno se presentó por un periodo de tiempo importante o que volviera la señal registrada inútil.

11 Conclusiones

Los modelos presentados cumplen parcialmente con la clasificación entre los grupos considerados, si bien estas métricas y los modelos por si solos no serían suficientes para diferenciar entre un novato y un experto pueden servir como punto de partida para calificar el desempeño físico, los resultados de la **integral de acelerometría** muestran que la mayoría de las novatos tienden a tener mayor velocidad promedio, los novatos también suelen tener mayores tiempos totales de ejecución por lo que una mayor velocidad promedio indicaría un desplazamiento mayor en novatos que en expertos, este desplazamiento extra estaría ligado con un aumento en la fatiga general del usuario.

Dado que:

$$V_p = \frac{D_t}{T_t} \dots \dots \dots (1)$$

Y considerando que:

$$V_p \text{Expertos} < V_p \text{Novatos} \dots \dots \dots (2)$$

Y considerando además que:

$$T_t \text{Expertos} < T_t \text{Novatos} \dots \dots \dots (3)$$

Entonces la única forma de que (1) sea cierto es que:

$$D_t \text{Expertos} < D_t \text{Novatos} \dots \dots \dots (4)$$

La **pendiente de frecuencia mediana del antebrazo derecho** sería la más adecuada para identificar fatiga y tal vez diferenciar entre alguien entrenado y alguien que no, sin embargo, esta fatiga no considera la condición física del usuario y como se vio en el estudio un novato puede no terminar fatigándose después de una serie de ejercicios de corte, así como un cirujano experimentado podría experimentar fatiga por motivos ajenos a la actividad de corte.

La **amplitud máxima bíceps derecho** por si sola parece ser una buena métrica a pesar de la cercanía existente entre ambos grupos, si bien normalmente la mayor amplitud se relaciona con

el reclutamiento de un número más grande de lo normal de fibras musculares y esto a su vez se relaciona con el proceso de fatiga, conclusión apoyada por el signo de la **pendiente de la frecuencia mediana del bíceps derecho** no se puede descartar su uso como métrica para diferenciación.

En general se determino que existen varias métricas que son útiles para llevar a cabo al diferenciación entre ambos grupos, las métricas antes mencionadas, al ser evaluadas en conjunto permiten aproximar juzgar de manera objetiva la capacidad del sujeto para llevar a cabo un ejercicio de corte dependiendo del tiempo, cantidad de movimiento y fatiga desarrollada, el monitoreo más útil ha de ser realizado tanto en el antebrazo derecho como en el bíceps derecho, el monitoreo del desplazamiento total también puede ayudar a determinar la adaptación a las limitaciones de movimiento normales en este tipo de procedimientos.

12 Trabajo Futuro

De acuerdo con los resultados mostrados en la Tabla 4. Resultados del análisis y posteriormente analizados no hay métrica de todas las obtenidas que por sí sola o en grupo permita diferenciar entre los dos grupos de estudio, sin embargo, hay posibles mejoras al análisis y al método de registro.

Primero sería repetir el estudio cambiando la distribución de los electrodos en el cuerpo.

Para empezar, con solo dos electrodos en la musculatura del tronco, ambos trapecios serían lo adecuado, registrar la actividad además de pectoral y antebrazo de ambos lados, la colocación de electrodos en los dorsos de las manos se considera adecuada también.

El proceso de fijación puede mejorarse con la aplicación de vendas sobre los electrodos además de la cinta doble cara y la cinta que cubre a los mismos.

Dentro de los datos recopilados valdría la pena registrar además de la edad, el peso e incluir un apartado para que el usuario describa su condición física.

En el proceso de registro de contracciones máximas voluntarias incluir un dinamómetro de agarre al medir las contracciones máximas voluntarias de ambos antebrazos y registrar el pico de fuerza obtenido.

Analizar el temblor de las manos sería algo a considerar dado que podría ser un buen indicador de fatiga, esto requeriría mayor sensibilidad por parte de los sensores de acelerometría a usar en este nuevo estudio.

Aumentar la cantidad de ejercicios por participante, disminuiría la cantidad de registros por día, pero permitiría un registro del agotamiento físico progresivo esperado para diferenciar entre ambos grupos.

El cambio más significativo podría ser el uso de las señales de acelerometría para reconstruir en 3D el movimiento registrado de las manos y, además de las métricas consideradas, analizar estas trayectorias para compararlas con las de los novatos.

Si bien no se consideró para este trabajo, será importante considerar los términos expresados en la declaración de Helsinki de la AMM para todo trabajo futuro relacionado con cualquier actividad de investigación llevada a cabo en humanos. Esto por la creciente demanda de las publicaciones indexadas de la participación de un comité de ética que evalúe desde el inicio el protocolo experimental y su desarrollo.

13 Referencias

1. Evans CH, Schenarts KD (2016) Evolving Educational Techniques in Surgical Training. *Surg Clin North Am* 96 (1):71-88
2. Khan R, Plahouras J, Johnston BC, Scaffidi MA, Grover SC, Walsh CM (2019) Virtual reality simulation training in endoscopy: a Cochrane review and meta-analysis. *Endoscopy* 51 (7):653-664. doi:10.1055/a-0894-4400
3. Hasnaoui A, Zaafour H, Haddad D, Bouhafa A, Ben Maamer A (2019) Reliability testing of a modified MISTELS score using a low-cost trainer box. *BMC Med Educ* 19 (1):132. doi:10.1186/s12909-019-1572-4
4. McKendy KM, Watanabe Y, Bilgic E, Enani G, Munshi A, Lee L, Feldman LS, Fried GM, Vassiliou MC (2017) Establishing meaningful benchmarks: the development of a formative feedback tool for advanced laparoscopic suturing. *Surg Endosc* 31 (12):5057-5065. doi:10.1007/s00464-017-5569-y
5. WM IJ, Leijte E, Ganni S, Luursema JM, Francis NK, Jakimowicz JJ, Botden S (2020) Competency assessment tool for laparoscopic suturing: development and reliability evaluation. *Surg Endosc* 34(7):2947-2953. doi:10.1007/s00464-019-07077-2
6. Ebina K, Abe T, Higuchi M, Furumido J, Iwahara N, Kon M, Hotta K, Komizunai S, Kurashima Y, Kikuchi H, Matsumoto R, Osawa T, Murai S, Tsujita T, Sase K, Chen X, Konno A, Shinohara N (2021) Motion analysis for better understanding of psychomotor skills in laparoscopy: objective assessment-based simulation training using animal organs. *Surg Endosc* 35 (8):4399-4416. doi:10.1007/s00464-020-07940-7
7. Hong M, Rozenblit JW, Hamilton AJ (2021) Simulation-based surgical training systems in laparoscopic surgery: a current review. *Virtual Reality* 25 (2):491-510
8. Escamiroso FP, Flores RM, Garcia IO, Vidal CR, Martinez AM (2015) Face, content, and construct validity of the EndoViS training system for objective assessment of psychomotor skills of laparoscopic surgeons. *Surg Endosc* 29 (11):3392-3403. doi:10.1007/s00464-014-4032-6
9. Sanchez-Margallo JA, Sanchez-Margallo FM, Oropesa I, Enciso S, Gomez EJ (2017) Objective assessment based on motion-related metrics and technical performance in

- laparoscopic suturing. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 12 (2):307-314. doi:10.1007/s11548-016-1459-3
10. Lahanas V, Loukas C, Georgiou K, Lababidi H, Al-Jaroudi D (2017) Virtual reality-based assessment of basic laparoscopic skills using the Leap Motion controller. *Surg Endosc* 31 (12):5012-5023. doi:10.1007/s00464-017-5503-3
 11. Thurston T, Dolan JP, Husein F, Stroud A, Funk K, Borzy C, Zhu X (2022) Assessment of muscle activity and fatigue during laparoscopic surgery. *Surg Endosc*. doi:10.1007/s00464-021-08937-6
 12. Armijo PR, Flores L, Pokala B, Huang CK, Siu KC, Oleynikov D (2022) Gender equity in ergonomics: does muscle effort in laparoscopic surgery differ between men and women? *Surg Endosc* 36 (1):396-401. doi:10.1007/s00464-021-08295-3
 13. Kumar, P., Talele, S., Deshpande, S. et al. Design, Analysis and Experimental Validation of a Novel 7-Degrees of Freedom Instrument for Laparoscopic Surgeries. *Ann Biomed Eng* 51, 751–770 (2023). <https://doi.org/10.1007/s10439-022-03086-w>
 14. Gonzalez AG, Barrios-Muriel J, Romero-Sanchez F, Salgado DR, Alonso FJ (2020) Ergonomic assessment of a new hand tool design for laparoscopic surgery based on surgeons' muscular activity. *Appl Ergon* 88:103161. doi:10.1016/j.apergo.2020.103161
 15. Jayender J, Xavier B, King F, Hosny A, Black D, Pieper S, Tavakkoli A (2018) A Novel Mixed Reality Navigation System for Laparoscopy Surgery. *Med Image Comput Comput Assist Interv* 11073:72-80. doi:10.1007/978-3-030-00937-3_9
 16. Overtoom EM, Horeman T, Jansen FW, Dankelman J, Schreuder HWR (2019) Haptic Feedback, Force Feedback, and Force-Sensing in Simulation Training for Laparoscopy: A Systematic Overview. *J Surg Educ* 76 (1):242-261. doi:10.1016/j.jsurg.2018.06.008
 17. Semm, K. (1977) in *Atlas of gynecologic laparoscopy and hysteroscopy*. Philadelphia u.a.: Saunders, pp. 7–14.
 18. Arregui, M.E. (1995) *Principles of Laparoscopic Surgery Basic and Advanced Techniques*. New York: Springer.
 19. Berci, G., Forde, K.A. History of endoscopy. *Surg Endosc* 14, 5–15 (2000). <https://doi.org/10.1007/s004649900002>
 20. Edmonson, J.M. (1991), History of the instruments for gastrointestinal endoscopy, *Gastrointestinal Endoscopy*, 37. doi:10.1016/s0016-5107(91)70910-3.

21. Gunning, JE. (1974) The history of laparoscopy. *J Reprod Med.* Jun;12(6):222-6. PMID: 4275893.
22. Kelling, G. (1896) 'Zur Oesophagoskopie und gastrokopie', *Digestion*, 2(4), pp. 490–495. doi:10.1159/000186342.
23. Kelling, G. (1910) Ueber die Möglichkeit die Zystoskopie bei Untersuchungen seroser Hohungen anzuwenden. *Munch Med Wochenschr.*
24. Kalk H. (1929) Erfahrungen mit der Laparoskopie. *Z Klin Med.* 111:303-348.
25. Marlow, J. (1976) 'History of laparoscopy, optics, fiberoptics, and Instrumentation', *Clinical Obstetrics and Gynecology*, 19(2), pp. 261–275. doi:10.1097/00003081-197606000-00003.
26. Gordon, A.G. and Magos, A.L. (1989) '1 the development of Laparoscopic Surgery', *Baillière's Clinical Obstetrics and Gynaecology*, 3(3), pp. 429–449. doi:10.1016/s0950-3552(89)80003-3.
27. Gunning JE (1974) The history of laparoscopy. In *Gynecological Laparoscopy: Principles and Techniques*. Edited by Phillips JM and Keith L. New York: Stratton.
28. HOPKINS, H.H. and KAPANY, N.S. (1954) 'A flexible Fibrescope, using static scanning', *Nature*, 173(4392), pp. 39–41. doi:10.1038/173039b0.
29. Hirschowitz, B.I. (1993) 'Development and application of Endoscopy', *Gastroenterology*, 104(2), pp. 337–342. doi:10.1016/0016-5085(93)90399-w.
30. Hasson HM. (1978). Open laparoscopy vs. closed laparoscopy: a comparison of complication rates. *Adv Plan Parent.* 13(3-4):41-50.
31. Vincent, C. (2001) 'Adverse events in British hospitals: Preliminary retrospective record review', *BMJ*, 322(7285), pp. 517–519. doi:10.1136/bmj.322.7285.517.
32. Gawande, A.A. et al. (1999) 'The incidence and nature of surgical adverse events in Colorado and Utah in 1992', *Surgery*, 126(1), pp. 66–75. doi:10.1067/msy.1999.98664.
33. Belcher, E. et al. (2008) 'Reducing cardiac injury during minimally invasive repair of pectus excavatum', *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 33(5), pp. 931–933. doi:10.1016/j.ejcts.2008.01.030.
34. Aggarwal, R., Grantcharov, T.P. and Darzi, A. (2007) 'Framework for systematic training and assessment of technical skills', *Journal of the American College of Surgeons*, 204(4), pp. 697–705. doi:10.1016/j.jamcollsurg.2007.01.016.

35. Aggarwal, R. et al. (2006) 'An evidence-based Virtual Reality Training Program for Novice Laparoscopic Surgeons', *Annals of Surgery*, 244(2), pp. 310–314. doi:10.1097/01.sla.0000218094.92650.44.
36. Grantcharov, T.P. et al. (2003) 'Learning curves and impact of previous operative experience on performance on a virtual reality simulator to test laparoscopic surgical skills', *The American Journal of Surgery*, 185(2), pp. 146–149. doi:10.1016/s0002-9610(02)01213-8.
37. Arora, S. et al. (2009) 'Managing intraoperative stress: What do surgeons want from a crisis training program?', *The American Journal of Surgery*, 197(4), pp. 537–543. doi:10.1016/j.amjsurg.2008.02.009.
38. Kneebone, R.L. et al. (2007) 'Complexity, risk and simulation in learning procedural skills', *Medical Education*, 41(8), pp. 808–814. doi:10.1111/j.1365-2923.2007.02799.x.
39. Barry Issenberg, S. et al. (2005) 'Features and uses of high-fidelity medical simulations that lead to effective learning: A Beme Systematic Review', *Medical Teacher*, 27(1), pp. 10–28. doi:10.1080/01421590500046924.
40. Carter, F.J. et al. (2005) 'Consensus guidelines for validation of Virtual Reality Surgical Simulators', *Surgical Endoscopy*, 19(12), pp. 1523–1532. doi:10.1007/s00464-005-0384-2.
41. Kneebone, R. et al. (2010) 'Distributed simulation – accessible immersive training', *Medical Teacher*, 32(1), pp. 65–70. doi:10.3109/01421590903419749.
42. Paige, J.T. et al. (2009) 'High-fidelity, simulation-based, interdisciplinary operating room team training at the point of care', *Surgery*, 145(2), pp. 138–146. doi:10.1016/j.surg.2008.09.010.
43. Aggarwal, R., Moorthy, K. and Darzi, A. (2004) 'Laparoscopic skills training and assessment', *British Journal of Surgery*, 91(12), pp. 1549–1558. doi:10.1002/bjs.4816.
44. Geddes, L.A. (1987) 'Optimal stimulus duration for extracranial cortical stimulation', *Neurosurgery*, 20(1). doi:10.1097/00006123-198701000-00023.
45. Attwell, D. (1983) 'Physiology and electrochemistry of nerve fibers', *Neuroscience*, 10(3), p. 1041. doi:10.1016/0306-4522(83)90242-7.
46. Lombard, J. (2014). Once upon a time the cell membranes: 175 years of cell boundary research. *Biology Direct*, 9(1). doi:10.1186/s13062-014-0032-7

47. Singer, S.J. (1977) 'The fluid mosaic model of Membrane structure', *Structure of Biological Membranes*, pp. 443–461. doi:10.1007/978-1-4684-8127-3_25.
48. Wright, S.H. (2004) 'Generation of resting membrane potential', *Advances in Physiology Education*, 28(4), pp. 139–142. doi:10.1152/advan.00029.2004.
49. Enyedi, P. and Czirják, G. (2010) 'Molecular background of leak K⁺ currents: Two-pore domain potassium channels', *Physiological Reviews*, 90(2), pp. 559–605. doi:10.1152/physrev.00029.2009.
50. Bard, A.J., Faulkner, L.R. and White, H.S. (2022) 'Chapter 2. Potentials and Thermodynamics of Cells', in *Electrochemical methods: Fundamentals and applications*. 2nd edn. Hoboken, NJ: Wiley, p. 52.
51. Gagnon, K.B. and Delpire, E. (2021) 'Sodium transporters in human health and disease', *Frontiers in Physiology*, 11. doi:10.3389/fphys.2020.588664.
52. Hodgkin, A.L. and Huxley, A.F. (1952) 'A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve', *The Journal of Physiology*, 117(4), pp. 500–544. doi:10.1113/jphysiol.1952.sp004764.
53. Lohof, A. and Tritsch, D. (2020) 'Resting membrane potential', *Physiology of Neurons*, pp. 31–50. doi:10.1201/9780429292972-2.
54. Callies, C. et al. (2011) 'Membrane potential depolarization decreases the stiffness of vascular endothelial cells', *Journal of Cell Science*, 124(11), pp. 1936–1942. doi:10.1242/jcs.084657.
55. Treves, S. et al. (2009) 'Minor sarcoplasmic reticulum membrane components that modulate excitation-contraction coupling in striated muscles', *The Journal of Physiology*, 587(13), pp. 3071–3079. doi:10.1113/jphysiol.2009.171876.
56. Martonosi, A.N. (2000) 'Animal Electricity, ca²⁺ and muscle contraction. A brief history of muscle research.', *Acta Biochimica Polonica*, 47(3), pp. 493–516. doi:10.18388/abp.2000_3974.
57. Wang, K., McClure, J. and Tu, A. (1979) 'Titin: Major myofibrillar components of striated muscle.', *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 76(8), pp. 3698–3702. doi:10.1073/pnas.76.8.3698.
58. Heckman, C.J. and Enoka, R.M. (2012) 'Motor unit', *Comprehensive Physiology*, pp. 2629–2682. doi:10.1002/cphy.c100087.

59. Westerblad, H. and Allen, D.G. (2003) ‘Cellular mechanisms of skeletal muscle fatigue’, *Advances in Experimental Medicine and Biology*, pp. 563–571. doi:10.1007/978-1-4419-9029-7_50.
60. O’Sullivan, S.B., Schmitz, T.J. and Fulk, G.D. (2019) ‘Chapter 5: Examination of Motor Function: Motor Control and Motor Learning’, in *Physical rehabilitation*. 7th edn. New York, NY: McGraw-Hill Education LLC., pp. 233–234.
61. Kent-Braun, J.A., Fitts, R.H. and Christie, A. (2012) ‘Skeletal muscle fatigue’, *Comprehensive Physiology*, pp. 997–1044. doi:10.1002/cphy.c110029.
62. Daniel, L.E. et al. (2014) ‘Adapting to the 30-degree visual perspective by emulating the angled laparoscope’, *Simulation in Healthcare: The Journal of the Society for Simulation in Healthcare*, 9(6), pp. 384–391. doi:10.1097/sih.000000000000050.
63. Martinez, A.M. and Espinoza, D.L. (2007) ‘Novel laparoscopic home trainer’, *Surgical Laparoscopy, Endoscopy & Percutaneous Techniques*, 17(4), pp. 300–302. doi:10.1097/sle.0b013e31805d091d.
64. Martinez, A.M., Kalach, A.C. and Espinoza, D.L. (2007) ‘Millimetric laparoscopic surgery training on a physical trainer using rats’, *Surgical Endoscopy*, 22(1), pp. 246–249. doi:10.1007/s00464-007-9658-1.
65. Vassiliou, M.C. et al. (2006) ‘The mistels program to measure technical skill in laparoscopic surgery’, *Surgical Endoscopy*, 20(5), pp. 744–747. doi:10.1007/s00464-005-3008-y.
66. “Matlab,” El lenguaje del cálculo técnico, <https://la.mathworks.com/products/matlab.html> (accessed Jul. 21, 2023).
67. De Luca, C.J. et al. (2010) ‘Filtering the surface EMG Signal: Movement artifact and Baseline Noise Contamination’, *Journal of Biomechanics*, 43(8), pp. 1573–1579. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.01.027.
68. Ashraf, H. et al. (2021) ‘Evaluation of windowing techniques for intramuscular EMG-based diagnostic, rehabilitative and assistive devices’, *Journal of Neural Engineering*, 18(1), p. 016017. doi:10.1088/1741-2552/abcc7f.
69. Phinyomark, A. et al. (2012) ‘The usefulness of mean and median frequencies in electromyography analysis’, *Computational Intelligence in Electromyography Analysis*

- A Perspective on Current Applications and Future Challenges [Preprint].
doi:10.5772/50639.

70. Nowakowski, M.M. et al. (2018) 'Upper Extremity surface electromyography signal changes after laparoscopic training', *Videosurgery and Other Miniinvasive Techniques*, 13(4), pp. 485–493. doi:10.5114/wiitm.2018.78744.

14 Apéndices

14.1 Apéndice A

```
[A,B] = butter(5,[5 450]/(1926/2));%Filtro

T = readmatrix('Direccion\Usuario_contracciones.csv');

maxmin=zeros(10,2);%Crear arreglo para guardar valores maximos y minimos

%%%%%%%%%%%%%%Sensor 1%%%%%%%%%%%%%%
figure('Name','Datos EMG trapecio derecho','NumberTitle','off');
d = filter(A,B,T(:,2));%Salida de señal filtrada
x(:,1)=d;
plot(T(:,1),d)%Graficacion de señal de EMG
hold on

%%Lineas
xline(113.6903,'--r','Inicio');
xline(125.2463,'--r','fin');

%Busqueda de picos y promedio
maxim1=maxk(d(218960:241216),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','max');
maxmin(1,1)=maxim2;

maxim1=mink(d(218960:241216),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','min');
maxmin(1,2)=maxim2;

hold on
plot(T(:,3),T(:,4)*0.0002,'DisplayName','Eje X')%Graficacion eje x acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,5),T(:,6)*0.0002,'DisplayName','Eje Y')%Graficacion eje y acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,7),T(:,8)*0.0002,'DisplayName','Eje Z')%Graficacion eje z acelerometro
atenuada 5000 veces
legend

%%%%%%%%%%%%%%Sensor 2%%%%%%%%%%%%%%
figure('Name','Datos EMG trapecio izquierdo','NumberTitle','off');
d = filter(A,B,T(:,10));%Salida de señal filtrada
x(:,2)=d;

plot(T(:,9),d)%Graficacion de señal de EMG
hold on
%%Lineas
xline(127.0687,'--r','Inicio');
```

```

xline(137.1667,'--r','fin');

%Busqueda de picos y promedio
maxim1=maxk(d(244726:264174),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','max');
maxmin(2,1)=maxim2;

maxim1=mink(d(244726:264174),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','min');
maxmin(2,2)=maxim2;

plot(T(:,11),T(:,12)*0.0002,'DisplayName','Eje X')%Graficacion eje x acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,13),T(:,14)*0.0002,'DisplayName','Eje Y')%Graficacion eje y acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,15),T(:,16)*0.0002,'DisplayName','Eje Z')%Graficacion eje z acelerometro
atenuada 5000 veces
legend

%%%%%%%%%%Sensor 3%%%%%%%%%%
figure('Name','Datos EMG deltoides izquierdo','NumberTitle','off');
d = filter(A,B,T(:,18));%Salida de señal filtrada
x(:,4)=d;

plot(T(:,17),d)%Graficacion de señal de EMG
hold on
%%Lineas
xline(127.0687,'--r','Inicio');
xline(137.1667,'--r','fin');

%Busqueda de picos y promedio

maxim1=maxk(d(244726:264174),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','max');
maxmin(3,1)=maxim2;

maxim1=mink(d(244726:264174),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','min');
maxmin(3,2)=maxim2;
plot(T(:,19),T(:,20)*0.0002,'DisplayName','Eje X')%Graficacion eje x acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,21),T(:,22)*0.0002,'DisplayName','Eje Y')%Graficacion eje y acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,23),T(:,24)*0.0002,'DisplayName','Eje Z')%Graficacion eje z acelerometro
atenuada 5000 veces
legend

%%%%%%%%%%Sensor 4%%%%%%%%%%
figure('Name','Datos EMG deltoides derecho','NumberTitle','off');
d = filter(A,B,T(:,26));%Salida de señal filtrada

```

```

x(:,3)=d;

plot(T(:,25),d)%Graficacion de señal de EMG
hold on
%%Lineas

xline(113.6903,'--r','Inicio');
xline(125.2463,'--r','fin');
%Busqueda de picos y promedio
maxim1=maxk(d(218960:241216),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','max');
maxmin(4,1)=maxim2;

maxim1=mink(d(218960:241216),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','min');
maxmin(4,2)=maxim2;

plot(T(:,27),T(:,28)*0.0002,'DisplayName','Eje X')%Graficacion eje x acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,29),T(:,30)*0.0002,'DisplayName','Eje Y')%Graficacion eje y acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,31),T(:,32)*0.0002,'DisplayName','Eje Z')%Graficacion eje z acelerometro
atenuada 5000 veces
legend

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Sensor 5%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
figure('Name','Datos EMG biceps izquierdo','NumberTitle','off');
d = filter(A,B,T(:,34));%Salida de señal filtrada
x(:,6)=d;

plot(T(:,33),d)%Graficacion de señal de EMG
hold on
%%Lineas
xline(195.8715,'--r','Inicio');
xline(205.7535,'--r','fin');
%Busqueda de picos y promedio
maxim1=maxk(d(377235:396267),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','max');
maxmin(5,1)=maxim2;

maxim1=mink(d(377235:396267),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','min');
maxmin(5,2)=maxim2;

plot(T(:,35),T(:,36)*0.0002,'DisplayName','Eje X')%Graficacion eje x acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,37),T(:,38)*0.0002,'DisplayName','Eje Y')%Graficacion eje y acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,39),T(:,40)*0.0002,'DisplayName','Eje Z')%Graficacion eje z acelerometro
atenuada 5000 veces
legend

```

```

%%%%%%%%%%Sensor 6%%%%%%%%%%
figure('Name','Datos EMG biceps derecho','NumberTitle','off');
d = filter(A,B,T(:,42));%Salida de señal filtrada
x(:,5)=d;

plot(T(:,41),d)%Graficacion de señal de EMG
hold on
%%Lineas
xline(162.2227,'--r','Inicio');
xline(172.9215,'--r','fin');

%Busqueda de picos y promedio
maxim1=maxk(d(312430:333035),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','max');
maxmin(6,1)=maxim2;

maxim1=mink(d(312430:333035),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','min');
maxmin(6,2)=maxim2;

plot(T(:,43),T(:,44)*0.0002,'DisplayName','Eje X')%Graficacion eje x acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,45),T(:,46)*0.0002,'DisplayName','Eje Y')%Graficacion eje y acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,47),T(:,48)*0.0002,'DisplayName','Eje Z')%Graficacion eje z acelerometro
atenuada 5000 veces
legend

%%%%%%%%%%Sensor 7%%%%%%%%%%
figure('Name','Datos EMG pectoral izquierdo','NumberTitle','off');
d = filter(A,B,T(:,50));%Salida de señal filtrada
x(:,8)=d;

plot(T(:,49),d)%Graficacion de señal de EMG
hold on
%%Lineas
xline(195.8715,'--r','Inicio');
xline(205.7535,'--r','fin');
%Busqueda de picos y promedio
maxim1=maxk(d(377235:396267),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','max');
maxmin(7,1)=maxim2;

maxim1=mink(d(377235:396267),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','min');
maxmin(7,2)=maxim2;

plot(T(:,51),T(:,52)*0.0002,'DisplayName','Eje X')%Graficacion eje x acelerometro
atenuada 5000 veces

```

```

plot(T(:,53),T(:,54)*0.0002,'DisplayName','Eje Y')%Graficacion eje y acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,55),T(:,56)*0.0002,'DisplayName','Eje Z')%Graficacion eje z acelerometro
atenuada 5000 veces
legend

```

```

%%%%%%%%%%%%Sensor 8%%%%%%%%%%%%
figure('Name','Datos EMG pectoral derecho','NumberTitle','off');
d = filter(A,B,T(:,58));%Salida de señal filtrada
x(:,7)=d;

```

```

plot(T(:,57),d)%Graficacion de señal de EMG
hold on
%%Lineas
xline(184.518,'--r','Inicio');
xline(195.0952,'--r','fin');

```

```

%Busqueda de picos y promedio
maxim1=maxk(d(355369:375740),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','max');
maxmin(8,1)=maxim2;

```

```

maxim1=mink(d(355369:375740),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','min');
maxmin(8,2)=maxim2;

```

```

plot(T(:,59),T(:,60)*0.0002,'DisplayName','Eje X')%Graficacion eje x acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,61),T(:,62)*0.0002,'DisplayName','Eje Y')%Graficacion eje y acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,63),T(:,64)*0.0002,'DisplayName','Eje Z')%Graficacion eje z acelerometro
atenuada 5000 veces
legend

```

```

%%%%%%%%%%%%Sensor 9%%%%%%%%%%%%
figure('Name','Datos EMG supinador izquierdo','NumberTitle','off');
d = filter(A,B,T(:,66));%Salida de señal filtrada
x(:,10)=d;

```

```

plot(T(:,65),d)%Graficacion de señal de EMG
hold on
%%Lineas
xline(217.4985,'--r','Inicio');
xline(228.528,'--r','fin');

```

```

%Busqueda de picos y promedio
maxim1=maxk(d(418887:440129),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2,'--r','max');
maxmin(9,1)=maxim2;

```

```

maxim1=mink(d(418887:440129),300);
maxim2=mean(maxim1);

```

```

yline(maxim2, '--r', 'min');
maxmin(9,2)=maxim2;

plot(T(:,67),T(:,68)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje X')%Graficacion eje x acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,69),T(:,70)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Y')%Graficacion eje y acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,71),T(:,72)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Z')%Graficacion eje z acelerometro
atenuada 5000 veces
legend

%%%%%%%%%%%%%%Sensor 10%%%%%%%%%%%%%%
figure('Name', 'Datos EMG supinador derecho', 'NumberTitle', 'off');
d = filter(A,B,T(:,74));%Salida de señal filtrada
x(:,9)=d;
x(:,11)=T(:,1);

plot(T(:,73),d)%Graficacion de señal de EMG
hold on
%%Lineas
xline(113.6903, '--r', 'Inicio');
xline(125.2463, '--r', 'fin');

%Busqueda de picos y promedio
maxim1=maxk(d(218960:241216),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2, '--r', 'max');
maxmin(10,1)=maxim2;

maxim1=mink(d(218960:241216),300);
maxim2=mean(maxim1);
yline(maxim2, '--r', 'min');
maxmin(10,2)=maxim2;

plot(T(:,75),T(:,76)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje X')%Graficacion eje x acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,77),T(:,78)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Y')%Graficacion eje y acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,79),T(:,80)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Z')%Graficacion eje z acelerometro
atenuada 5000 veces
legend

%%%%%%%%%%%%%%Sensor 11%%%%%%%%%%%%%%
figure('Name', 'Datos EMG dorso derecho', 'NumberTitle', 'off');
d = filter(A,B,T(:,82));%Salida de señal filtrada

plot(T(:,81),d)%Graficacion de señal de EMG
hold on
plot(T(:,83),T(:,84)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje X')%Graficacion eje x acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,85),T(:,86)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Y')%Graficacion eje y acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,87),T(:,88)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Z')%Graficacion eje z acelerometro
atenuada 5000 veces
legend

```

```

y(:,21)=T(:,81);
y(:,22)=d;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Sensor 12%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
figure('Name','Datos EMG dorso izquierdo','NumberTitle','off');
d = filter(A,B,T(:,90));%Salida de señal filtrada

plot(T(:,89),d)%Graficacion de señal de EMG
hold on
plot(T(:,91),T(:,92)*0.0002,'DisplayName','Eje X')%Graficacion eje x acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,93),T(:,94)*0.0002,'DisplayName','Eje Y')%Graficacion eje y acelerometro
atenuada 5000 veces
plot(T(:,95),T(:,96)*0.0002,'DisplayName','Eje Z')%Graficacion eje z acelerometro
atenuada 5000 veces
legend

save('Usuario\Usuario_maxmin.mat','maxmin')%Guardado de vector de datos de
normalizacion
save(' Usuario\Prueba_Usuario.mat','x')%

```

14.2 Apendice B

```
%% Diseño de filtros
%Selección del archivo (prueba) a procesar 1 a 3
ar=1;

ts=[9.5,208; 13.5,208;9.5,154];%Tiempos obtenidos de informacion util
ind=[0,0];

%Filtro Butterworth orden 5 frecuencia inferior 5 frecuencia superior 450
%Frecuencia de muestreo 1926
[A,B] = butter(5,[5 450]/(1926/2));

fc=[2 20];%Frecuencia de corte
fs=148;%Frecuencia de muestreo
[C,D] = butter(6,fc/(fs/2));%%Filtro para señales de acelerometria

%% Importacion de archivo deseado
if ar==1
    T = readmatrix(' Direccion\Usuario_Plot_and_Store_Rep_1.csv');
elseif ar==2
    T = readmatrix('Direccion\Usuario_Plot_and_Store_Rep_2.csv');
elseif ar==3
    T = readmatrix('Direccion/Usuario_Plot_and_Store_Rep_3.csv');
end

load('Usuario\Usuario_maxmin.mat')%%Cargar el archivo de maximos y minimos
correspondientes

%% Busqueda del indice a partir del valor del tiempo seleccionado
jok=find(T(:,1)>ts(ar,1));
ind(1)=jok(1)-1;

jok=find(T(:,1)>ts(ar,2));
ind(2)=jok(1)-1;

jok=find(T(:,3)>ts(ar,1));
indx(1)=jok(1)-1;

jok=find(T(:,3)>ts(ar,2));
indx(2)=jok(1)-1;

%% Procesamiento de señal por musculo de la prueba seleccionada

%%%%%%%%%%Sensor 1%%%%%%%%%%
figure('Name','Datos EMG trapecio derecho','NumberTitle','off');
d = filter(A,B,T(:,2));%Salida de datos filtrados EMG

x(:,1)=d(ind(1):ind(2))/(maxmin(1,1)-maxmin(1,2));
```

```

plot(T(:,1),d)
hold on

ac_aux = filter(C,D,T(:,4));%Salida de datos filtrados AC eje x
ac_t(:,1)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,3),T(:,4)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje X')

ac_aux = filter(C,D,T(:,6));%Salida de datos filtrados AC eje y
ac_t(:,2)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,5),T(:,6)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Y')

ac_aux = filter(C,D,T(:,8));%Salida de datos filtrados AC eje z
ac_t(:,3)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,7),T(:,8)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Z')
legend

%%%%%%%%%%%%%%Sensor 2%%%%%%%%%%%%%%
figure('Name', 'Datos EMG trapecio izquierdo', 'NumberTitle', 'off');
d = filter(A,B,T(:,10));%Salida de datos filtrados EMG

x(:,2)=d(ind(1):ind(2))/(maxmin(2,1)-maxmin(2,2));

plot(T(:,9),d)
hold on

ac_aux = filter(C,D,T(:,12));%Salida de datos filtrados AC eje x
ac_t(:,4)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,11),T(:,12)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje X')

ac_aux = filter(C,D,T(:,14));%Salida de datos filtrados AC eje y
ac_t(:,5)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,13),T(:,14)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Y')

ac_aux = filter(C,D,T(:,16));%Salida de datos filtrados AC eje z
ac_t(:,6)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,15),T(:,16)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Z')
legend

%%%%%%%%%%%%%%Sensor 3%%%%%%%%%%%%%%
figure('Name', 'Datos EMG deltoides izquierdo', 'NumberTitle', 'off');
d = filter(A,B,T(:,18));%Salida de datos filtrados EMG

x(:,4)=d(ind(1):ind(2))/(maxmin(3,1)-maxmin(3,2));

plot(T(:,17),d)
hold on

ac_aux = filter(C,D,T(:,20));%Salida de datos filtrados AC eje x
ac_t(:,10)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,19),T(:,20)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje X')

ac_aux = filter(C,D,T(:,22));%Salida de datos filtrados AC eje y

```

```

ac_t(:,11)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,21),T(:,22)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Y')

ac_aux = filter(C,D,T(:,24));%Salida de datos filtrados AC eje z
ac_t(:,12)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,23),T(:,24)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Z')
legend

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Sensor 4%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
figure('Name', 'Datos EMG deltoides derecho', 'NumberTitle', 'off');
d = filter(A,B,T(:,26));%Salida de datos filtrados EMG

x(:,3)=d(ind(1):ind(2))/(maxmin(4,1)-maxmin(4,2));

plot(T(:,25),d)
hold on

ac_aux = filter(C,D,T(:,28));%Salida de datos filtrados AC eje x
ac_t(:,7)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,27),T(:,28)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje X')

ac_aux = filter(C,D,T(:,30));%Salida de datos filtrados AC eje y
ac_t(:,8)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,29),T(:,30)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Y')

ac_aux = filter(C,D,T(:,32));%Salida de datos filtrados AC eje z
ac_t(:,9)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,31),T(:,32)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Z')
legend

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Sensor 5%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
figure('Name', 'Datos EMG biceps izquierdo', 'NumberTitle', 'off');
d = filter(A,B,T(:,34));%Salida de datos filtrados EMG

x(:,6)=d(ind(1):ind(2))/(maxmin(5,1)-maxmin(5,2));

plot(T(:,33),d)
hold on

ac_aux = filter(C,D,T(:,36));%Salida de datos filtrados AC eje x
ac_t(:,16)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,35),T(:,36)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje X')

ac_aux = filter(C,D,T(:,38));%Salida de datos filtrados AC eje y
ac_t(:,17)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,37),T(:,38)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Y')

ac_aux = filter(C,D,T(:,40));%Salida de datos filtrados AC eje z
ac_t(:,18)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,39),T(:,40)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Z')
legend

```

```

%%%%%%%%%%Sensor 6%%%%%%%%%%
figure('Name','Datos EMG biceps derecho','NumberTitle','off');
d = filter(A,B,T(:,42));%Salida de datos filtrados EMG

x(:,5)=d(ind(1):ind(2))/(maxmin(6,1)-maxmin(6,2));

plot(T(:,41),d)
hold on

ac_aux = filter(C,D,T(:,44));%Salida de datos filtrados AC eje x
ac_t(:,13)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,43),T(:,44)*0.0002,'DisplayName','Eje X')

ac_aux = filter(C,D,T(:,46));%Salida de datos filtrados AC eje y
ac_t(:,14)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,45),T(:,46)*0.0002,'DisplayName','Eje Y')

ac_aux = filter(C,D,T(:,48));%Salida de datos filtrados AC eje z
ac_t(:,15)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,47),T(:,48)*0.0002,'DisplayName','Eje Z')
legend

%%%%%%%%%%Sensor 7%%%%%%%%%%
figure('Name','Datos EMG pectoral izquierdo','NumberTitle','off');
d = filter(A,B,T(:,50));%Salida de datos filtrados EMG

x(:,8)=d(ind(1):ind(2))/(maxmin(7,1)-maxmin(7,2));

plot(T(:,49),d)
hold on

ac_aux = filter(C,D,T(:,52));%Salida de datos filtrados AC eje x
ac_t(:,22)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,51),T(:,52)*0.0002,'DisplayName','Eje X')

ac_aux = filter(C,D,T(:,54));%Salida de datos filtrados AC eje y
ac_t(:,23)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,53),T(:,54)*0.0002,'DisplayName','Eje Y')

ac_aux = filter(C,D,T(:,56));%Salida de datos filtrados AC eje z
ac_t(:,24)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,55),T(:,56)*0.0002,'DisplayName','Eje Z')
legend

%%%%%%%%%%Sensor 8%%%%%%%%%%
figure('Name','Datos EMG pectoral derecho','NumberTitle','off');
d = filter(A,B,T(:,58));%Salida de datos filtrados EMG

x(:,7)=d(ind(1):ind(2))/(maxmin(8,1)-maxmin(8,2));

plot(T(:,57),d)
hold on

```

```

ac_aux = filter(C,D,T(:,60));%Salida de datos filtrados AC eje x
ac_t(:,19)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,59),T(:,60)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje X')

ac_aux = filter(C,D,T(:,62));%Salida de datos filtrados AC eje y
ac_t(:,20)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,61),T(:,62)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Y')

ac_aux = filter(C,D,T(:,64));%Salida de datos filtrados AC eje z
ac_t(:,21)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,63),T(:,64)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Z')
legend

%%%%%%%%%%%%%%Sensor 9%%%%%%%%%%%%%%
figure('Name', 'Datos EMG supinador izquierdo', 'NumberTitle', 'off');
d = filter(A,B,T(:,66));%Salida de datos filtrados EMG

x(:,10)=d(ind(1):ind(2))/(maxmin(9,1)-maxmin(9,2));

plot(T(:,65),d)
hold on

ac_aux = filter(C,D,T(:,68));%Salida de datos filtrados AC eje x
ac_t(:,28)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,67),T(:,68)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje X')

ac_aux = filter(C,D,T(:,70));%Salida de datos filtrados AC eje y
ac_t(:,29)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,69),T(:,70)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Y')

ac_aux = filter(C,D,T(:,72));%Salida de datos filtrados AC eje z
ac_t(:,30)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,71),T(:,72)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Z')
legend

%%%%%%%%%%%%%%Sensor 10%%%%%%%%%%%%%%
figure('Name', 'Datos EMG supinador derecho', 'NumberTitle', 'off');
d = filter(A,B,T(:,74));%Salida de datos filtrados EMG

x(:,9)=d(ind(1):ind(2))/(maxmin(10,1)-maxmin(10,2));

x(:,11)=T(ind(1):ind(2));

plot(T(:,73),d)
hold on

ac_aux = filter(C,D,T(:,76));%Salida de datos filtrados AC eje x
ac_t(:,25)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,75),T(:,76)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje X')

ac_aux = filter(C,D,T(:,78));%Salida de datos filtrados AC eje y
ac_t(:,26)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,77),T(:,78)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Y')

```

```

ac_aux = filter(C,D,T(:,80));%Salida de datos filtrados AC eje z
ac_t(:,27)=ac_aux(indx(1):indx(2));
plot(T(:,79),T(:,80)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Z')
legend

```

```

%%%Sensor 11%%%
figure('Name', 'Datos EMG dorso derecho', 'NumberTitle', 'off');
d = filter(A,B,T(:,82));%Salida de datos filtrados EMG

```

```

ac_aux = filter(C,D,T(:,84));%Salida de datos filtrados AC eje x
ac(:,1)=ac_aux(indx(1):indx(2));

```

```

ac_aux = filter(C,D,T(:,86));%Salida de datos filtrados AC eje y
ac(:,2)=ac_aux(indx(1):indx(2));

```

```

ac_aux = filter(C,D,T(:,88));%Salida de datos filtrados AC eje z
ac(:,3)=ac_aux(indx(1):indx(2));

```

```

plot(T(:,81),d)
hold on
plot(T(:,83),T(:,84)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje X')
plot(T(:,85),T(:,86)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Y')
plot(T(:,87),T(:,88)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Z')
legend

```

```

%%%Sensor 12%%%
figure('Name', 'Datos EMG dorso izquierdo', 'NumberTitle', 'off');
d = filter(A,B,T(:,90));%Salida de datos filtrados EMG

```

```

ac_aux = filter(C,D,T(:,92));%Salida de datos filtrados AC eje x
ac(:,4)=ac_aux(indx(1):indx(2));

```

```

ac_aux = filter(C,D,T(:,94));%Salida de datos filtrados AC eje y
ac(:,5)=ac_aux(indx(1):indx(2));

```

```

ac_aux = filter(C,D,T(:,96));%Salida de datos filtrados AC eje z
ac(:,6)=ac_aux(indx(1):indx(2));

```

```

ac(:,7)=T(indx(1):indx(2),3);

```

```

plot(T(:,89),d)
hold on
plot(T(:,91),T(:,92)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje X')
plot(T(:,93),T(:,94)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Y')
plot(T(:,95),T(:,96)*0.0002, 'DisplayName', 'Eje Z')
legend

```

```

%% Formacion de cadena de caracteres para el guardado de datos procesados
if(ar == 1)
    st_num='1';

```

```
elseif (ar == 2)
    st_num='2';
elseif (ar == 3)
    st_num='3';
end

sve_emg=append('Usuario\Ejercicio_',st_num,'_Usuario.mat');
sve_ac=append('Usuario\Ac\Ejercicio_',st_num,'_Usuario_AC.mat');
sve_ac_t=append('Usuario\Ac\Ejercicio_',st_num,'_Usuario_AC_T.mat');

save(sve_emg,'x')%Guardado de vector de datos de normalizacion
save(sve_ac,'ac')
save(sve_ac_t,'ac_t')
save(Usuario\Prueba_Usuario.mat,'x')%
```

14.3 Apendice C

```
load('Usuario\Ejercicio_1_Usuario.mat')%Importar datos del ejercicio 1
z1=x;
load('Usuario\Ejercicio_2_Usuario.mat')%Importar datos del ejercicio 2
z2=x;
load('Usuario\Ejercicio_3_Usuario.mat')%Importar datos del ejercicio 3
z3=x;

fs=1926;%Frecuencia de muestreo de la señal de electromiografia

%% Definicion de nombres de graficas
titulos(1,:)='Trapezio derecho ';
titulos(2,:)='Trapezio izquierdo ';
titulos(3,:)='Deltoides derecho ';
titulos(4,:)='Deltoides izquierdo';
titulos(5,:)='Biceps derecho ';
titulos(6,:)='Biceps izquierdo ';
titulos(7,:)='Pectoral derecho ';
titulos(8,:)='Pectoral izquierdo ';
titulos(9,:)='Antebrazo derecho ';
titulos(10,:)='Antebrazo izquierdo';

%% Procesamiento de señales por musculo

for mus=1:10

%% Procesamiento de señales por prueba 1
r=length(z1(:,mus));

for i=1:r/578
    [f1q(i)]=medfreq(z1(((i-1)*(578)+1):(i*577+i-1)),mus),fs);%obtencion de
    frecuencia mediana de la señal por ventana de 300ms
end

ss1=f1q;
%% Procesamiento de señales por prueba 2
r=length(z2(:,mus));

for i=1:r/578
    [f2q(i)]=medfreq(z2(((i-1)*(578)+1):(i*577+i-1)),mus),fs);%obtencion de
    frecuencia mediana de la señal por ventana de 300ms
end

ss2=f2q;

%% Procesamiento de señales por prueba 3
```

```

r=length(z3(:,mus));

for i=1:r/578
    [f3q(i)]=medfreq(z3(((i-1)*(578)+1):(i*577+i-1)),mus),fs);%obtencion de
    frecuencia mediana de la señal por ventana de 300ms
end

ss3=f3q;
%%
l(1)=length(ss1);
l(2)=length(ss2);
l(3)=length(ss3);

vent= 0.300103842159917;%Valor de ventana en segundos

x=(1:length(ss1))*vent;%Creacion de vector de tiempo en segundos
p = polyfit(x,ss1,1);%Creacion de modelo lineal
q(1,mus,:) = p;

zzt1=polyval(p,x);
rrr1(mus,:)= zzt1;

tit1=strcat(titulos(mus,:), ' repeticion 1');
fig1(mus)=figure('Name',tit1,'NumberTitle','off');
plot(x,ss1,'o',x,zzt1)

%% Graficacion de frecuencia mediana de las señales

ylabel('Frecuencia [Hz]')
xlabel('Tiempo [s]')

directorio=strcat('Usuario/Graficas/',titulos(mus,:), 'repeticion 1.png');
x=(1:length(ss2))*vent;
p = polyfit(x,ss2,1);
q(2,mus,:) = p;

zzt2=polyval(p,x);
rrr2(mus,:)= zzt2;

tit2=strcat(titulos(mus,:), 'repeticion 2');
fig2(mus)=figure('Name',tit2,'NumberTitle','off');
plot(x,ss2,'o',x,zzt2)

ylabel('Frecuencia [Hz]')
xlabel('Tiempo [s]')

directorio=strcat('Usuario/Graficas/',titulos(mus,:), 'repeticion 2.png');
x=(1:length(ss3))*vent;
p = polyfit(x,ss3,1);
q(3,mus,:) = p;

zzt3=polyval(p,x);
rrr3(mus,:)= zzt3;

```

```

tit3=strcat(titulos(mus,:), ' repeticion 3');
fig3(mus)=figure('Name',tit3,'NumberTitle','off');
plot(x,ss3,'o',x,zzt3)

ylabel('Frecuencia [Hs]')
xlabel('Tiempo [s]')

directorio=strcat('Usuario/Graficas/',titulos(mus,:), 'repeticion 3.png');

end

%% Calculo de valor maximo
valmax1=zeros(10,1);
valmax2=zeros(10,1);
valmax3=zeros(10,1);

for i=1:10
    valmax1(i) = mean(maxk(z1(:,i),10))-mean(mink(z1(:,i),10));
    valmax2(i) = mean(maxk(z2(:,i),10))-mean(mink(z2(:,i),10));
    valmax3(i) = mean(maxk(z3(:,i),10))-mean(mink(z3(:,i),10));
end

%% Formato de archivo

A = {'','Usuario',' ',' ','Derecho','Izquierdo';
'Trapezio',q(1,1,1),q(1,2,1);'Deltoides',q(1,3,1),q(1,4,1);'Biceps',q(1,5,1),q(1,6
,1);'Pectoral',q(1,7,1),q(1,8,1);'Supinador',q(1,9,1),q(1,10,1)};
B = {'','Usuario',' ',' ','Derecho','Izquierdo';
'Trapezio',q(2,1,1),q(2,2,1);'Deltoides',q(2,3,1),q(2,4,1);'Biceps',q(2,5,1),q(2,6
,1);'Pectoral',q(2,7,1),q(2,8,1);'Supinador',q(2,9,1),q(2,10,1)};
C = {'','Usuario',' ',' ','Derecho','Izquierdo';
'Trapezio',q(3,1,1),q(3,2,1);'Deltoides',q(3,3,1),q(3,4,1);'Biceps',q(3,5,1),q(3,6
,1);'Pectoral',q(3,7,1),q(3,8,1);'Supinador',q(3,9,1),q(3,10,1)};

D = {'Ejercicio','Tiempo Total';'1',(z1(length(z1(:,1)),11)-
z1(1,11));'2',(z2(length(z2(:,1)),11)-z2(1,11));'3',(z3(length(z3(:,1)),11)-
z3(1,11))};

E = {'Valores maximos',' ',' ',' ','Musculo','Ejercicio 1','Ejercicio 2','Ejercicio
3';'Trapezio derecho',valmax1(1),valmax2(1),valmax3(1);'Trapezio
izquierdo',valmax1(2),valmax2(2),valmax3(2);'Deltoides
derecho',valmax1(3),valmax2(3),valmax3(3);'Deltoides
izquierdo',valmax1(4),valmax2(4),valmax3(4);'Biceps
derecho',valmax1(5),valmax2(5),valmax3(5);'Biceps
izquierdo',valmax1(6),valmax2(6),valmax3(6);'Pectoral
derecho',valmax1(7),valmax2(7),valmax3(7);'Pectoral
izquierdo',valmax1(8),valmax2(8),valmax3(8);'Supinador
derecho',valmax1(9),valmax2(9),valmax3(9);'Supinador
izquierdo',valmax1(10),valmax2(10),valmax3(10)};

```

```

F      =      {'Usuario','Trapezio Derecho','Trapezio Izquierdo','Deltoides
Derecho','Deltoides Izquierdo','Biceps Derecho','Biceps Izquierdo','Pectoral
Derecho','Pectoral Izquierdo','Supinador Derecho','Supinador Izquierdo';...
'Ejercicio
1',q(1,1,1),q(1,2,1),q(1,3,1),q(1,4,1),q(1,5,1),q(1,6,1),q(1,7,1),q(1,8,1),q(1,9,1
),q(1,10,1);...
'Ejercicio
2',q(2,1,1),q(2,2,1),q(2,3,1),q(2,4,1),q(2,5,1),q(2,6,1),q(2,7,1),q(2,8,1),q(2,9,1
),q(2,10,1);...
'Ejercicio
3',q(3,1,1),q(3,2,1),q(3,3,1),q(3,4,1),q(3,5,1),q(3,6,1),q(3,7,1),q(3,8,1),q(3,9,1
),q(3,10,1)};

%% Guardado de datos

sheet = 1;
xlswrite('Usuario\Usuario_pendientes_general_frecuencia_media.xls',A,sheet)
sheet = 2;
xlswrite('Usuario\Usuario_pendientes_general_frecuencia_media.xls',B,sheet)
sheet = 3;
xlswrite('Usuario\Usuario_pendientes_general_frecuencia_media.xls',C,sheet)
sheet = 4;
xlswrite('Usuario\Usuario_pendientes_general_frecuencia_media.xls',D,sheet)
sheet = 5;
xlswrite('Usuario\Usuario_pendientes_general_frecuencia_media.xls',E,sheet)
sheet = 6;
xlswrite('Usuario\Usuario_pendientes_general_frecuencia_media.xls',F,sheet)

save('Usuario\Usuario_pendientes_frecuencia_media.mat','q','l')

```

14.4 Apéndice D

```
load('Rigo\Ejercicio_1_Rigo.mat')
z1=x;
load('Rigo\Ejercicio_2_Rigo.mat')
z2=x;
load('Rigo\Ejercicio_3_Rigo.mat')
z3=x;

fs=1926;%Frecuencia de muestreo

z1_rect=abs(z1);%Rectificacion de señal del ejercicio 1
z2_rect=abs(z2);%Rectificacion de señal del ejercicio 2
z3_rect=abs(z3);%Rectificacion de señal del ejercicio 3

int1=zeros(10,1);
int2=zeros(10,1);
int3=zeros(10,1);

for i=1:10

    int1(i)=trapz((z1_rect(:,11))),z1_rect(:,i));
    int2(i)=trapz((z2_rect(:,11))),z2_rect(:,i));
    int3(i)=trapz((z3_rect(:,11))),z3_rect(:,i));

end

A = {'', 'Rigo', ''; '', 'Derecho', 'Izquierdo';
'Trapezio', int1(1), int1(2); 'Deltoides', int1(3), int1(4); 'Biceps', int1(5), int1(6); 'P
ectoral', int1(7), int1(8); 'Supinador', int1(9), int1(10)};
B = {'', 'Rigo', ''; '', 'Derecho', 'Izquierdo';
'Trapezio', int2(1), int2(2); 'Deltoides', int2(3), int2(4); 'Biceps', int2(5), int2(6); 'P
ectoral', int2(7), int2(8); 'Supinador', int2(9), int2(10)};
C = {'', 'Rigo', ''; '', 'Derecho', 'Izquierdo';
'Trapezio', int3(1), int3(2); 'Deltoides', int3(3), int3(4); 'Biceps', int3(5), int3(6); 'P
ectoral', int3(7), int3(8); 'Supinador', int3(9), int3(10)};

sheet = 1;
xlswrite('Rigo\Rigo_valores_bajo_curva_EMG.xls',A,sheet)

sheet = 2;
xlswrite('Rigo\Rigo_valores_bajo_curva_EMG.xls',B,sheet)

sheet = 3;
xlswrite('Rigo\Rigo_valores_bajo_curva_EMG.xls',C,sheet)
```

14.5 Apéndice E

```
load('Usuario\Ac\Ejercicio_1_Usuario_AC_T.mat')
z1=ac_t;
load('Usuario\Ac\Ejercicio_2_Usuario_AC_T.mat')
z2=ac_t;
load('Usuario\Ac\Ejercicio_3_Usuario_AC_T.mat')
z3=ac_t;

fc=[2 20];%Frecuencia de corte
fs=148;%Frecuencia de muestreo
vec=1024;%

[C,D] = butter(5,fc/(fs/2));%%Filtro para señales de acelerometria

z1_rect=abs(z1);%Rectificacion de señal del ejercicio 1
z2_rect=abs(z2);%Rectificacion de señal del ejercicio 2
z3_rect=abs(z3);%Rectificacion de señal del ejercicio 3

int1=zeros(30,1);
int2=zeros(30,1);
int3=zeros(30,1);

for i=1:30

    int1(i)=trapz((z1_rect(:,31))),z1_rect(:,i));
    int2(i)=trapz((z2_rect(:,31))),z2_rect(:,i));
    int3(i)=trapz((z3_rect(:,31))),z3_rect(:,i));

end

int1_1=zeros(10,1);
int2_1=zeros(10,1);
int3_1=zeros(10,1);

for i=1:10

    int1_1(i)=int1(i)+int1(i+1)+int1(i+2);
    int2_1(i)=int2(i)+int2(i+1)+int2(i+2);
    int3_1(i)=int3(i)+int3(i+1)+int3(i+2);

end

A = {'','Usuario',' ','Derecho','Izquierdo';
'Trapezio',int1_1(1),int1_1(2);'Deltoides',int1_1(3),int1_1(4);'Biceps',int1_1(5),
int1_1(6);'Pectoral',int1_1(7),int1_1(8);'Supinador',int1_1(9),int1_1(10)};
B = {'','Usuario',' ','Derecho','Izquierdo';
'Trapezio',int2_1(1),int2_1(2);'Deltoides',int2_1(3),int2_1(4);'Biceps',int2_1(5),
int2_1(6);'Pectoral',int2_1(7),int2_1(8);'Supinador',int2_1(9),int2_1(10)};
```

```
C = {'', 'Usuario', ''; '', 'Derecho', 'Izquierdo';  
'Trapezio', int3_1(1), int3_1(2); 'Deltoides', int3_1(3), int3_1(4); 'Biceps', int3_1(5),  
int3_1(6); 'Pectoral', int3_1(7), int3_1(8); 'Supinador', int3_1(9), int3_1(10)};  
  
sheet = 1;  
xlswrite('Usuario\Integral_acelerometria_general_Usuario_sum.xls', A, sheet)  
  
sheet = 2;  
xlswrite('Usuario\Integral_acelerometria_general_Usuario_sum.xls', B, sheet)  
  
sheet = 3;  
xlswrite('Usuario\Integral_acelerometria_general_Usuario_sum.xls', C, sheet)
```

14.6 Apéndice F

```
load('Usuario\Ac\Ejercicio_1_Usuario_AC.mat')
z1=ac;
load('Usuario\Ac\Ejercicio_2_Usuario_AC.mat')
z2=ac;
load('Usuario\Ac\Ejercicio_3_Usuario_AC.mat')
z3=ac;

fc=[2 20];%Frecuencia de corte
fs=148;%Frecuencia de muestreo
vec=1024;%

[C,D] = butter(5,fc/(fs/2));%%Filtro para señales de acelerometria

z1_rect=abs(z1);%Rectificacion de señal del ejercicio 1
z2_rect=abs(z2);%Rectificacion de señal del ejercicio 2
z3_rect=abs(z3);%Rectificacion de señal del ejercicio 3

int1=zeros(6,1);
int2=zeros(6,1);
int3=zeros(6,1);

for i=1:6

    int1(i)=trapz(((z1_rect(:,7))),z1_rect(:,i));
    int2(i)=trapz(((z2_rect(:,7))),z2_rect(:,i));
    int3(i)=trapz(((z3_rect(:,7))),z3_rect(:,i));

end

int1_1=zeros(3,1);
int2_1=zeros(3,1);
int3_1=zeros(3,1);

for i=1:3:6
    if(i==1)
        int1_1(1)=int1(i)+int1(i+1)+int1(i+2);
        int2_1(1)=int2(i)+int2(i+1)+int2(i+2);
        int3_1(1)=int3(i)+int3(i+1)+int3(i+2);
    else
        int1_1(2)=int1(i)+int1(i+1)+int1(i+2);
        int2_1(2)=int2(i)+int2(i+1)+int2(i+2);
        int3_1(2)=int3(i)+int3(i+1)+int3(i+2);
    end
end

end

val(1,1)=int1_1(1);
val(1,2)=int1_1(2);
val(2,1)=int2_1(1);
val(2,2)=int2_1(2);
```

```
val(3,1)=int3_1(1);  
val(3,2)=int3_1(2);
```

```
A = {'', ' Usuario ', '' ; '', 'Mano Derecha', 'Mano Izquierda'; 'Ejercicio  
1', int1_1(1), int1_1(2); 'Ejercicio 2', int2_1(1), int2_1(2); 'Ejercicio  
3', int3_1(1), int3_1(2)};
```

```
save('Usuario\Valores_ac_Usuario_sum.mat', 'val')%Guardado de vector de valores area  
bajo la curva  
xlswrite('Usuario\Valores_bajo_curva_acelerometria_manos_Usuario_sum.xls', A)
```

14.7 Apendice G

```
A = imread('Direccion\imagen.jpg');
BAW = im2bw(A,0.7);%entre 2 y 3
figure('Name','Corte primer ejercicio','NumberTitle','off')
imshowpair(A,BAW,'montage')
stats = regionprops('table',BAW,'Centroid',...
    'MajorAxisLength','MinorAxisLength');
centers = stats.Centroid;
diameters = mean([stats.MajorAxisLength stats.MinorAxisLength],2);
radii = diameters/2;
[M,I]=max(radii);
centers1(1,1)=stats.Centroid(I,1);
centers1(1,2)=stats.Centroid(I,2);
figure
imshow(BAW)
hold on
viscircles(centers1, M,'Color','r');
hold off
A=(pi*M^2);
```

14.8 Apendice H

```
A = imread('Direccion\imagen_1.jpg');
B = imread('Direccion\imagen_2.jpg');
C = imread('Direccion\imagen_3.jpg');
BWA = im2bw(A,0.4);
BWB = im2bw(B,0.6);
BWC = im2bw(C,0.65);
figure('Name','Corte primer ejercicio','NumberTitle','off')
imshowpair(A,BWA,'montage')
figure('Name','Corte segundo ejercicio','NumberTitle','off')
imshowpair(B,BWB,'montage')
figure('Name','Corte tercer ejercicio','NumberTitle','off')
imshowpair(C,BWC,'montage')

% Measure all blob areas.
blobMeasurements1 = regionprops(BWA, 'Area');
blobMeasurements2 = regionprops(BWB, 'Area');
blobMeasurements3 = regionprops(BWC, 'Area');
allAreas1 = [blobMeasurements1.Area];
allAreas2 = [blobMeasurements2.Area];
allAreas3 = [blobMeasurements3.Area];
% Sort in ascending order
[sortedAreas1, sortIndexes1] = sort(allAreas1, 'descend');
[sortedAreas2, sortIndexes2] = sort(allAreas2, 'descend');
[sortedAreas3, sortIndexes3] = sort(allAreas3, 'descend');
% Take the first 10 smallest:
smallAreas1 = sortedAreas1(1:10);
smallAreas2 = sortedAreas2(1:10);
smallAreas3 = sortedAreas3(1:10);
```

14.9 Apéndice I

Formato de checklist para prueba

Nombre			Edad	Experto	Novato
Actividad	Limpieza con alcohol	Colocación de electrodo	Máxima contracción	Señal de inicio	Señal de final
Musculo					
Trapezio derecho					
Trapezio izquierdo					
Deltoides derecho					
Deltoides izquierdo					
Pectoral derecho					
Pectoral izquierdo					
Bíceps derecho					
bíceps izquierdo					
Antebrazo derecho					
Antebrazo izquierdo					
Mano derecha					
Mano izquierda					