

Universidad Autónoma de San Luis Potosí

Facultad de Ciencias



Evaluación cuantitativa basada en electromiografía para terapia asistida por robots

Tesis
Que para obtener el grado de
Maestra en Ciencias de la Vida con Orientación en Bioingeniería

Presenta:

I.B. Jimena García Silva

Asesores:

Dr. Marco Octavio Mendoza Gutiérrez
Dr. Bersaín Alexander Reyes

San Luis Potosí, S.L.P., - 2023



Evaluación cuantitativa basada en electromiografía para terapia asistida por robots © 2023 by
Jimena Garcia Silva is licensed under Creative Commons Attribution-NonCommercial-
NoDerivatives 4.0 International. To view a copy of this license, visit
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>

Resumen

El desarrollo tecnológico ha permitido la incorporación de dispositivos robóticos para la asistencia de las terapias de rehabilitación en pacientes con trastornos neuromusculares. Sin embargo, las escalas de evaluación clínicas tradicionales son subjetivas y se ha buscado alternativas de cuantificar la función motora. El objetivo del presente trabajo de investigación fue desarrollar un protocolo de evaluación cuantitativo para la terapia asistida por robot de pacientes con deterioro motor en los miembros superiores. Se contó con la participación de un voluntario sano y un paciente con antecedente de lesión neurológica para el programa de entrenamiento, el cual estuvo basado en el seguimiento de trayectorias, conformado por 24 sesiones. Durante el programa se adquirió la cinemática del movimiento del paciente, así como la actividad eléctrica de cuatro músculos de interés (bíceps braquial, tríceps braquial, deltoides anterior y posterior), a través de la señal de electromiografía (EMG). La evaluación cuantitativa de la evolución motora se realizó a través de un conjunto de índices cinemáticos que evalúan la velocidad, i.e., máxima (VMAX) y media (VM), eficiencia, i.e., relación de longitud (RL), precisión (PR) y suavidad, i.e., número de picos (NP), diferencia entre velocidades media y máxima (DVM), y relación entre velocidades máxima y mínima (RVM) del movimiento. Así como el nivel de activación (NA) y el índice de co-contracción (ICC) a partir del EMG, que calculan la actividad manifestada en el músculo y entre pares de músculos antagonistas, respectivamente. Además, se trabajó en conjunto con personal terapéutico para establecer el esquema de entrenamiento y realizar las evaluaciones clínicas a lo largo del programa. De igual manera, se realizó un análisis comparativo del desempeño del paciente y el voluntario sano, además de la correlación de los índices cinemáticos con la evaluación clínica. Los resultados demostraron la eficiencia del programa de entrenamiento de acuerdo con las evaluaciones clínicas y los índices cuantitativos. El paciente obtuvo un incremento en la fuerza (puntaje de Lovett 5 en flexo/extensión de codo y extensión de hombro, y 4+ en flexión y abducción de hombro) y en los rangos de movimiento en el miembro afectado (30° en extensión de hombro y 110° en abducción). Los índices cinemáticos demostraron que el paciente realizó movimientos con mayor precisión (decremento hasta 63%) y suavidad (decremento hasta 32% en NP y DVM, aumento hasta 20% en RVM) al final del programa. Mientras que, los índices basados en EMG demostraron un aumento en la actividad muscular (hasta 65% y 226% en deltoides anterior y posterior, respectivamente). Por otro lado, el análisis comparativo evidenció la recuperación del paciente debido a la semejanza con un movimiento saludable. Por último, la significancia estadística encontrada en la correlación permitió validar la eficacia de los índices seleccionados, de acuerdo con los aspectos evaluados en las escalas clínicas (correlación mayor a 0.7 en PR, 0.6 en RVM y NP, 0.5 en DVM). El presente trabajo de investigación provee una metodología de evaluación cuantitativa que describe el proceso de recuperación motora mediante la rehabilitación física asistida por robot y para el entendimiento de los mecanismos involucrados en la recuperación de la función motora del miembro superior. Finalmente, se pretende enriquecer la evaluación cuantitativa con la adición de más sensores y el análisis de las sinergias motoras involucradas en movimientos complejos para el estudio de deficiencias motoras.

Abstract

Technological development has allowed the incorporation of robotic devices to assist rehabilitation therapies in patients with neuromuscular disorders. However, traditional clinical evaluation scales are subjective and alternatives have been sought to quantify motor function. The objective of this research work was to develop a quantitative evaluation protocol for robot-assisted therapy in patients with motor impairment of the upper limbs. A healthy volunteer and a patient with neurological injury participated in the trajectory-based training program, consisting of a total of 24 sessions divided into two sets. During the program, the patient's movement kinematics, as well as the electrical activity of four target muscles (brachial biceps, brachial triceps, anterior and posterior deltoids), were acquired through electromyography (EMG) signal. The quantitative evaluation of motor evolution was carried out through a set of selected kinematic parameters, that evaluate movement speed, i.e., maximum (VMAX) and mean (VM), efficiency, i.e., hand path ratio (RL), accuracy (PR) and smoothness, i.e., number of peaks (NP), differences between speed maxima and minima (DVM) and relationship between speed maxima and mean (RVM). As well as the activation level (NA) and the co-contraction index (CCI) from the EMG, which calculate the activity manifested in the muscle and between pairs of antagonist muscles, respectively. In addition, we worked together with therapeutic clinician to establish the training scheme and conduct clinical evaluations throughout the program. Likewise, a comparative analysis of the patient's and healthy volunteer's performance was carried out, in addition to the correlation of kinematic indices with clinical evaluation. The results demonstrated the efficiency of the training program according to clinical evaluations and quantitative parameters. The patient increased strength (Lovett score 5 in elbow flexion/extension and shoulder extension, and 4+ in shoulder flexion and abduction) and range of motion (30° in shoulder extension and 110° in abduction) in the affected limb. In addition, the quantitative parameters described the motor evolution during the training sessions. The kinematic parameters showed greater precision (decrease up to 63%) and smoothness (decrease up to 32% in NP and DVM, increase up to 20% in RVM) in patient's performance at the end of the program. On the other hand, the EMG-based parameters demonstrated an increase in muscle activity (up to 65% and 226% in anterior and posterior deltoids, respectively). Additionally, the comparative analysis demonstrated the patient's recovery due to the similarity with a healthy movement. Finally, the statistical significance found in the correlation allowed validating the effectiveness of selected parameters, according to the aspects evaluated in the clinical scales (correlation greater than 0.7 in PR, 0.6 in RVM and NP, 0.5 in DVM). This research work provides a quantitative evaluation methodology that describes the process of motor recovery through robot-assisted physical rehabilitation and for understanding the mechanisms involved in the recovery of upper limb motor function. Finally, it is intended to enrich the quantitative evaluation with the addition of more sensors and the analysis of the motor synergies involved in complex movements for the study of motor deficiencies.

Agradecimientos

Índice general

Resumen	ii
Abstract	iii
Índice de tablas.....	viii
Índice de figuras.....	ix
Acrónimos	xi
Introducción	1
1.1. Antecedentes	2
1.2. Objetivos general y específicos.....	5
1.3. Estructura de la tesis.....	6
Sistemas robóticos para asistir la rehabilitación de miembros superiores	8
2.1. Anatomía del miembro superior.....	8
2.1.1. Articulaciones y huesos del miembro superior	8
2.1.2. Músculos del miembro superior.....	9
2.1.2.1. Primer grupo muscular	10
2.1.2.2. Segundo grupo muscular	10
2.1.2.3. Tercer grupo muscular.....	11
2.1.3. Movimientos del miembro superior	12
2.1.3.1. Movimientos del hombro	13
2.1.3.2. Movimientos del codo	14
2.2. Terapias de rehabilitación física de miembros superiores.....	15
2.2.1. Escalas de medición clínicas.....	17
2.2.1.1. Escalas generales.....	17
2.2.1.2. Escalas específicas	18

2.3. Clasificación de dispositivos robóticos para rehabilitación	20
2.3.1. Exoesqueletos	21
2.3.2. Sistemas de efector final	21
2.4. Señal de Electromiografía (EMG)	23
2.4.1. Antecedentes anatómicos y fisiológicos	23
2.4.2. Electromiografía de superficie (SEMG) y sus características.....	24
2.5. Dispositivo robótico de efector final: Robot-FC.....	26
2.5.1. Diseño mecánico	26
2.5.1.1. Cinemática directa.....	26
Implementación del sistema de rehabilitación física para el hombro y codo.....	28
3.1. Plataforma experimental	28
3.1.1. Sistema de control adaptativo de impedancia	29
3.1.2. Planeación de trayectorias.....	30
3.1.3. Interfaz gráfica de usuario.....	31
3.2. Evaluación clínica cualitativa	33
3.3. Evaluación cuantitativa	35
3.3.1. Índices cuantitativos de la actividad muscular.....	35
3.3.1.1. Nivel de activación.....	36
3.3.1.2. Índice de co-contracción (ICC)	37
3.3.2. Índices cuantitativos de tipo cinemático	37
3.3.3. Análisis estadístico.....	39
3.4. Protocolo de entrenamiento.....	40
3.4.1. Consentimiento informado.....	43
Resultados experimentales y discusión.....	44
4.1. Desempeño durante el programa de rehabilitación	45
4.1.1. Evaluación clínica.....	49

4.2. Análisis de los índices cinemáticos.....	51
4.2.1. Análisis comparativo.....	56
4.2.2. Correlación con escalas clínicas.....	62
4.3. Análisis de los índices de la actividad muscular	64
4.3.1. Análisis comparativo.....	68
Conclusiones	73
Anexo A	76
Carta de consentimiento informado	76
Anexo B	81
Gráficas de los índices cinemáticos	81
B.1. Seguimiento durante el programa de rehabilitación	82
B.2. Distribuciones de probabilidad acumulativa	86
Anexo C	90
Gráficas de los índices de la actividad muscular.....	90
C.1. Seguimiento durante el programa de rehabilitación	91
C.2. Patrones de activación y co-contracción muscular.....	95
Bibliografía	99

Índice de tablas

Tabla 2.1. Escala de Ashworth modificada.	19
Tabla 2.2. Escala de Lovett modificada.	20
Tabla 3.1. Parámetros para las trayectorias de seleccionadas.	32
Tabla 3.2. Ecuaciones paramétricas de las trayectorias de seguimiento.	32
Tabla 4.1. Descripción antropométrica de los participantes.....	45
Tabla 4.2. Puntuaciones clínicas de la función motora durante el programa de entrenamiento.....	49
Tabla 4.3. Cambio porcentual en los índices cinemáticos durante el programa de entrenamiento. .	55
Tabla 4.4. Comparación de los índices cinemáticos del paciente voluntario con el voluntario sano.	60
Tabla 4.5. Correlación entre índices cinemáticos y escalas clínicas en el primer bloque de entrenamiento.	62
Tabla 4.6. Correlación entre índices cinemáticos y escalas clínicas en el segundo bloque de entrenamiento.	62
Tabla 4.7. Cambio porcentual en los índices de la actividad muscular durante el programa de entrenamiento.	67
Tabla 4.8. Similitud de la activación muscular entre el paciente voluntario y el voluntario sano. ..	72

Índice de figuras

Figura 2.1. Regiones del miembro superior.	8
Figura 2.2. Huesos y articulaciones del miembro superior.	10
Figura 2.3. Músculos del miembro superior.	11
Figura 2.4. Planos y ejes anatómicos.	12
Figura 2.5. Movimientos de la articulación del hombro.	13
Figura 2.6. Movimientos de la articulación del codo.	14
Figura 2.7. Sistemas de efector final comerciales.	22
Figura 2.8. Exoesqueletos comerciales.	22
Figura 2.9. Representación esquemática de la unidad motora (MU), la electromiografía de superficie (sEMG) y el potencial de acción de las unidades motoras (MUAP).	24
Figura 2.10. Robot-FC.	27
Figura 3.1. Diagrama a bloques de la metodología seguida durante el desarrollo del trabajo de investigación.	28
Figura 3.2. Esquema de la integración del sistema robótico de rehabilitación.	30
Figura 3.3. Trayectorias de seleccionadas.	31
Figura 3.4. Interfaz gráfica de usuario para la retroalimentación visual.	34
Figura 3.5. Colocación de los electrodos en los músculos de interés.	36
Figura 3.6. Movimientos para obtener las máximas contracciones voluntarias por músculo.	37
Figura 3.7. Esquema del espacio de trabajo con el dispositivo robótico.	42
Figura 4.1. Paciente voluntario durante el programa de entrenamiento.	44
Figura 4.2. Trayectorias de entrenamiento realizadas por los participantes voluntarios durante el primer bloque de entrenamiento.	46
Figura 4.3. Trayectorias de entrenamiento realizadas por los participantes voluntarios durante el segundo bloque de entrenamiento.	47

Figura 4.4. Comportamiento de los índices cinemáticos durante el primer bloque de entrenamiento.	53
Figura 4.5. Comportamiento de los índices cinemáticos durante el segundo bloque de entrenamiento.	54
Figura 4.6. Comparación del desempeño del paciente voluntario frente al control en el seguimiento del primer bloque de entrenamiento.	57
Figura 4.7. Comparación del desempeño del paciente voluntario frente al control en el seguimiento del segundo bloque de entrenamiento.	59
Figura 4.8. Seguimiento de los índices de la actividad muscular durante el primer bloque de entrenamiento.	65
Figura 4.9. Seguimiento de los índices de la actividad muscular durante el segundo bloque de entrenamiento.	66
Figura 4.10. Patrón promedio de la activación muscular del bíceps braquial.	69
Figura 4.11. Comparación de los patrones de activación y co-contracción del paciente voluntario respecto al control, durante el seguimiento del primer bloque de entrenamiento.	70
Figura 4.12. Comparación de los patrones de activación y co-contracción del paciente voluntario respecto al control, durante el seguimiento del segundo bloque de entrenamiento.	71

Acrónimos

CIMT	Terapia de movimiento inducido por restricción (<i>constraint-induced movement therapy</i>)
EMG	Electromiografía
EVC	Enfermedad Vascular Cerebral
FMA	Escala de Fugl Meyer (<i>Fugl-Meyer Assessment</i>)
GDL	Grados de libertad
GUI	Interfaz gráfica de usuario (<i>graphical user interface</i>)
IEMG	Electromiografía invasiva (<i>invasive electromyography</i>)
KS	Kolmogórov-Smirnov
MAS	Escala modificada de Ashworth (<i>Modified Ashworth Scale</i>)
MCV	Máxima contracción voluntaria
MU	Unidad motora (<i>motor unit</i>)
MUAP	Potencial de acción de la unidad motora (<i>motor unit action potential</i>)
RMS	Raíz cuadrática media (<i>root mean square</i>)
ROM	Rango de movimiento (<i>range of motion</i>)
SCARA	<i>Selective Compliant Assembly Robot Arm</i>
SEMG	Electromiografía de superficie (<i>surface electromyography</i>)
WMF	Función Motora de Wolf (<i>Wolf Motor Function</i>)

Capítulo 1

Introducción

Debido al desarrollo tecnológico en favor de la calidad de vida, la población mundial está creciendo y envejeciendo. A consecuencia de esto, el número de personas que viven con una enfermedad no transmisible y/o lesiones va en aumento, así como la cantidad de personas que sufren de alguna discapacidad o disminución en el funcionamiento de sus actividades durante periodos largos de sus vidas. De manera global, hasta el año 2019, se contaba con alrededor de 1,600 millones de jóvenes y adultos (15-64 años) con alguna condición que podría mejorar a través de algún tipo de rehabilitación. Los trastornos musculoesqueléticos representan aproximadamente dos terceras partes de esta cifra. En personas mayores a 65 años, además de los desórdenes musculoesqueléticos, se incluyen los desórdenes neurológicos como los causantes de la necesidad de algún tipo de rehabilitación [1]. Las lesiones cerebrales traumáticas, lesiones de la médula espinal, lesiones de las motoneuronas, esclerosis múltiple, parálisis cerebral, la enfermedad de Parkinson, enfermedad vascular cerebral (EVC), entre otras, son las principales enfermedades y lesiones causantes de los trastornos del movimiento de las extremidades superiores, siendo la EVC la más común en la población de adultos mayores [2].

La rehabilitación física pretende mejorar los mecanismos de recuperación a través de la neuroplasticidad. El reaprendizaje de habilidades y la participación activa promueven la plasticidad, a través de la intensidad de terapia con alta repetición de movimientos [2]. A lo largo de los años, una gran cantidad de terapias de rehabilitación ha sido desarrollada para mejorar la función motora de los pacientes y, recientemente, se ha incorporado el uso de tecnologías, como la realidad virtual y los dispositivos robóticos, para asistir la rehabilitación física [3], [4]. Debido a esto, es de vital importancia contar con instrumentos de evaluación adecuados que brinden información del desempeño de la terapia y permitan estructurar el programa de rehabilitación en beneficio del paciente.

Tradicionalmente, las evaluaciones clínicas son hechas por el personal de salud médico y terapéutico a través de la observación de los rangos de movimiento del paciente o del desempeño al completar tareas específicas. Estas evaluaciones son realizadas por medio de pruebas clínicas que categorizan la calidad de los movimientos del paciente. Entre las escalas clínicas más empleadas se encuentra la Escala de Fugl Meyer (*Fugl-Meyer Assessment*, FMA), la prueba de función motora de Wolf (*Wolf Motor Function Test*, WMFT) y la escala modificada de Ashworth (*Modified Ashworth Scale*, MAS), por mencionar algunas [5], [6]. Debido a la forma de puntuar la función motora, i.e., calificar el movimiento dentro de una escala numérica o categoría, a través de la observación empírica, se destaca la dependencia a la subjetividad y experiencia del experto clínico para tener una evaluación confiable. Además de esto, se ha cuestionado si las escalas clínicas son lo suficientemente sensibles al cambio para detectar la evolución entre una evaluación y otra, especialmente en pacientes que presentan discapacidad motriz leve [6]. De modo que la incorporación de la tecnología en la rehabilitación física ha sido encaminada para la obtención de evidencia cuantificable sobre los mecanismos de recuperación motora.

En las últimas décadas, ha incrementado el número de ensayos clínicos de rehabilitación, demostrando el interés del personal de salud en la atención basada en evidencia [4]. De manera similar, el uso de dispositivos robóticos enfocados a la rehabilitación de pacientes con trastornos neuromusculares, tanto para extremidades superiores como inferiores, ha ido en aumento [2], [7]. Cabe mencionar que los dispositivos robóticos están equipados con sensores que miden la posición, velocidad y fuerza de la extremidad al maniobrar estos dispositivos. La información proveniente de dichos sensores ha sido utilizada para cuantificar objetivamente la función motora y evaluar la recuperación en los pacientes. De igual manera, se ha propuesto combinar esta información con señales fisiológicas, como la actividad eléctrica muscular, y ofrecer un análisis multiparamétrico cuantitativo con la finalidad de entender la recuperación neuromotora [8].

1.1. Antecedentes

Dentro del estado del arte, se encuentran trabajos que han propuesto distintas métricas e índices para evaluar cuantitativamente la funcionalidad motora de los pacientes, haciendo uso de dispositivos robóticos para la rehabilitación física de las extremidades superiores. Los dispositivos robóticos representan la segunda técnica de captura de movimiento más usada dentro del estado del arte, a través de métricas cinemáticas, mientras que la lesión neurológica más estudiada es la EVC [9]. De igual manera, se ha estudiado la correlación entre las métricas cinemáticas y las diferentes escalas clínicas, con la intención de dar validez a la evaluación cuantitativa con respecto a la evaluación clínica tradicional.

En el trabajo presentado por Otaka et al.[5], 56 pacientes con hemiparesia en el brazo causada por una EVC llevaron a cabo una tarea de alcanzar objetivos virtuales usando el exoesqueleto KINARM, para examinar la utilidad clínica y validar las métricas cinemáticas obtenidas por el dispositivo robótico. Se calcularon doce métricas de movimiento, las cuales se fundamentan en la teoría del control motor, para caracterizar el desempeño motor. Entre los aspectos motores evaluados a través de las métricas, se encuentra el control retroalimentado o la respuesta correctiva. El cual es descrito por el número de máximos y la diferencia entre los máximos y mínimos en la velocidad. A partir de sus resultados encontraron que las métricas cinemáticas pueden detectar la presencia de parálisis parcial, al obtener diferencias significativas entre el brazo afectado y el no afectado en once de las métricas seleccionadas. De acuerdo con el análisis realizado, los movimientos llevados a cabo con el miembro afectado necesitaron de mayor respuesta correctiva que los movimientos del miembro no afectado, debido a que presentaron valores más altos en el número de máximos y la diferencia entre los máximos y mínimos en la velocidad. Adicionalmente, el movimiento realizado por el brazo afectado se aleja más de la trayectoria ideal de acuerdo con el cálculo del parámetro relación de longitud. Además, encontraron correlaciones significativas y moderadas entre las métricas propuestas (error de dirección inicial, relación de distancia inicial, número de máximos en la velocidad, tiempo de movimiento, entre otros) y las escalas clínicas (FMA, WMFT, MAS y *Stroke Impairment Assessment Set*).

De igual manera, Zollo et al. [10] correlacionaron índices cinemáticos y dinámicos obtenidos con los robots InMotion2 e InMotion3 con ciertas escalas clínicas (FMA y *Motor Power*) y, además, presentaron un conjunto de índices para evaluar los submovimientos. Participaron 24 sujetos con

EVC severa en terapia asistida por robots, para el hombro y la muñeca durante 12 semanas (1 hr al día, 3 días a la semana), realizaron movimientos de alcanzar objetivos, así como movimientos de flexión/extensión y abducción/aducción de muñeca. Conforme a la evaluación clínica, al finalizar el entrenamiento se presentó una reducción significativa del deterioro motor de la extremidad afectada de los pacientes, al obtener un puntaje mayor en ambas escalas clínicas. Asimismo, las trayectorias de movimiento realizadas resultaron ser más lineales y se observó una mayor capacidad para extender el brazo hacia los objetivos más distales. De acuerdo con el análisis de los resultados, encontraron una mejora significativa en los índices cinemáticos y dinámicos después de la terapia. Respecto a los índices cinemáticos, el ángulo de apuntamiento y el índice de sacudida decrementaron significativamente al final de la terapia. Lo cual indicó una mejora en la precisión y el control de la dirección del movimiento, así como en la capacidad de realizar movimientos más suaves. Mientras que el cálculo de la relación de longitud demostró que los pacientes se acercaron más a la trayectoria lineal ideal. Además, encontraron que los índices para evaluar los submovimientos (enfocados a analizar el número, la amplitud y el orden de los submovimientos) tendían a los patrones medidos en sujetos sanos después de la terapia asistida por robot. De acuerdo con los hallazgos, los autores atribuyeron el progreso observado en los pacientes al final del entrenamiento a un proceso de reaprendizaje que mejoró las capacidades del sujeto para coordinar los movimientos del miembro afectado.

Por otro lado, también se ha explorado el uso de señales fisiológicas para obtener más información sobre la recuperación funcional. Tal es el caso del uso de la señal de electromiografía (EMG) y su procesamiento para el estudio de deficiencias neuromotoras. Hu et al. [11] analizaron la activación y co-contracción de cuatro músculos involucrados en la flexión/extensión de la muñeca en 15 pacientes con EVC severa. En ese trabajo, la evaluación del EMG y la raíz del error cuadrático medio (*Root Mean Square Error*, RMSE) entre la trayectoria objetivo y la ejecutada se realizó en cada sesión de entrenamiento (20 sesiones en total). Al igual que en los trabajos mencionados anteriormente, la evaluación clínica demostró la recuperación motora de los pacientes al concluir el entrenamiento, tal como se reflejó en el incremento de la puntuación FMA; así como en la reducción de la espasticidad muscular ¹, evidenciada por la disminución en la puntuación MAS. Además, la recuperación motora se reflejó en la tendencia al decremento del RMSE hasta alcanzar una fase estable, es decir, no hubo cambios significativos después de la 8ª sesión, lo que indicó un proceso de aprendizaje y mejora de habilidades motoras debido al entrenamiento. Por otro lado, se observó una reducción en los niveles de activación en los músculos bíceps braquial, extensor y flexor radial del carpo después de la intervención. Esto se relacionó con la disminución en la espasticidad del brazo como resultado del programa de entrenamiento asistido por robot. Asimismo, se reportó una disminución en la co-contracción simultánea entre los pares de músculos antagonistas (bíceps-tríceps y flexor-extensor radial del carpo); así como entre el bíceps, que moviliza la articulación del codo, con los músculos que movilizan la muñeca (bíceps con el flexor y el extensor radial del carpo). Este resultado indicó un mejor patrón de coordinación en la activación de los músculos, en especial, en la

¹ Espasticidad: es un trastorno muscular que implica un aumento anormal del tono muscular, provocando rigidez y espasmos musculares involuntarios. Se presenta debido al daño en las células nerviosas del cerebro o la médula espinal.

acción antagonista entre pares de músculos durante la flexión/extensión de la muñeca. Sin embargo, los índices de la activación muscular y la co-contracción no demostraron alguna estabilidad, sino que continuaron la tendencia a disminuir o presentaron variaciones. Por lo tanto, se demostró que los índices extraídos del EMG seguían brindando más información, mientras el RMSE llegó a un punto estable.

Otra evaluación estudiada a partir de la señal de EMG es la sinergia muscular en conjunto con el análisis cinemático del movimiento. Lencioni et al. [12] evaluaron los patrones de sinergia en las tareas de colocar objetos y pronación en pacientes con EVC. Participaron 32 pacientes con EVC severa y aguda que fueron divididos para recibir terapia con robot o terapia convencional durante 20 sesiones. La sinergia fue extraída del promedio de la envolvente del EMG usando el algoritmo factorización matricial no negativa (*Non-Negative Matrix Factor*, NNMF). También se evaluaron parámetros cinemáticos, como la raíz cuadrática media (*Root Mean Square*, RMS) del ángulo de las articulaciones del tronco y del hombro de los pacientes, rango de extensión de codo y de pronación de muñeca, así como la suavidad del movimiento calculada a través del número de máximos en la velocidad. Ambas tareas están constituidas por dos sinergias en sujetos sanos y esto fue consistente para los pacientes con EVC, tanto al inicio como al final de la intervención. Los índices para evaluar la sinergia en los pacientes fueron la similitud de módulo y el perfil de activación en comparación con sujetos sanos. Se encontró que para la tarea de colocar objetos, hubo mejora en la 2ª sinergia en el grupo de terapia con robot a diferencia de la terapia tradicional y, al contrario, en la tarea de pronación hubo un efecto negativo en el perfil de activación en ambas sinergias para ambos grupos. Por otro lado, los índices cinemáticos demostraron que las tareas llevadas a cabo por los pacientes fueron significativamente diferentes a las realizadas por los sujetos sanos al inicio del entrenamiento. Es decir, los pacientes mostraron una reducción de la extensión del codo y la pronación de la muñeca, así como movimientos bruscos y un perfil anormal de movimientos del tronco y los hombros. Mientras que al final del entrenamiento, los índices cinemáticos evidenciaron que los pacientes del grupo de terapia asistida por robots, incrementaron el rango en los movimientos de extensión y pronación, mejoraron el movimiento del tronco al disminuir la desviación en el RMS y realizaron el movimiento con mayor suavidad de acuerdo con la disminución en los máximos de la velocidad.

A pesar del aumento de investigaciones clínicas en búsqueda de proveer evidencia cuantificable sobre la evolución motora, actualmente aún se considera que no hay un solo enfoque de evaluación que proporcione información acerca de los mecanismos de recuperación en su totalidad. Adicionalmente, debido a la gran cantidad de sistemas robóticos que se están desarrollando y los diferentes niveles de estudios clínicos, se dificulta el seguimiento, la interpretación de los resultados y la comparación entre ensayos [13]. En el estudio realizado por Balasubramanian et al. [14] se plantean las propiedades que deben cumplir los índices evaluativos, en especial los relacionados a las métricas cinemáticas, aunque pudieran aplicarse a cualquier tipo de métricas cuantitativas. Estas propiedades son: i) respuesta monótona, i.e., el aumento o disminución en la métrica debe estar asociado a un cambio en la misma dirección en la característica del movimiento que representa; ii) robustez, donde la métrica debe ser consistente entre repeticiones, i.e., debe ser capaz de proporcionar resultados precisos y estables incluso en presencia de ruido; y iii) sensibilidad al cambio, i.e., deben detectar los cambios en el desempeño motor.

Las métricas deben transmitir información cuantitativa sobre la calidad y/o cantidad de un comportamiento motor, por lo que el significado de una determinada métrica de movimiento depende de dos factores: 1) el comportamiento motor específico para el que se desarrolla, y 2) el método utilizado para calcular la métrica. Con respecto al primer punto, a continuación, se describen las categorías principales de comportamiento motor que son de interés en la rehabilitación física de las extremidades superiores [14]:

- **Punto a punto:** estos movimientos tienen puntos específicos de inicio y de fin. Son tareas de movimiento discretas, como los movimientos de una sola articulación, movimientos coordinados de múltiples articulaciones para alcanzar un punto, movimientos de apertura y cierre de la mano o movimientos de alcance y agarre.
- **Seguimiento:** son tareas continuas que implican el seguimiento de una trayectoria espacial específica. Esto es, trazar o seguir trayectorias como un cuadrado o un círculo.
- **Manipulación:** son todos los movimientos que incluyen la manipulación de un objeto utilizando la mano y los dedos. El interés se encuentra en la precisión y fuerza del agarre y el movimiento individual de los dedos.

Los comportamientos motores más empleados en las terapias robóticas son los de punto a punto y de seguimiento [9]. Aunque se considera que el seguimiento de trayectorias es igualmente empleado y analizado en las terapias asistidas por robots, hay menor número de ensayos clínicos que evalúan cuantitativamente estos movimientos con parámetros cinemáticos a comparación de los movimientos de punto a punto [9], [14] y escasean los evaluados con parámetros fisiológicos.

Bajo este contexto, se resalta la importancia de contar con evidencia cuantitativa sobre la evolución motora de los pacientes que complemente la subjetividad de las escalas clínicas tradicionales. De igual manera, se destaca la heterogeneidad en las investigaciones clínicas sobre los enfoques de evaluación y el tipo de movimiento analizado. Así, en este trabajo de tesis se propone estudiar métricas cinemáticas y basadas en la señal de EMG, las cuales permitan una evaluación cuantitativa de la función motora en pacientes con deterioro motor en miembros superiores, haciendo uso de un dispositivo robótico diseñado para el seguimiento de trayectorias. Este trabajo de investigación representa una propuesta de evaluación multiparamétrica que permite una valoración más detallada y relacionada con escalas clínicas sobre la evolución de la recuperación motora en los pacientes. Por lo tanto, se realizó una selección de métricas cinemáticas usadas dentro del estado del arte y se incorporaron métricas obtenidas de la señal de EMG, para evaluar el efecto de la terapia asistida por robots y contribuir a la búsqueda de métricas relevantes que provean más información al personal médico.

1.2. Objetivos general y específicos

El objetivo general de este proyecto de tesis es: “Desarrollar un protocolo de evaluación cuantitativa para la terapia asistida por un robot en pacientes que presentan algún grado de deficiencia motora en los miembros superiores, haciendo uso de los sensores incluidos en el robot e incorporando la adquisición de la señal de EMG del paciente.”

Con el fin de lograr el objetivo general del trabajo de tesis, se proponen los siguientes objetivos específicos:

- Implementar las trayectorias de seguimiento en el sistema robótico para rehabilitación de miembros superiores,
- Desarrollar una interfaz gráfica de usuario para la retroalimentación visual,
- Diseñar un protocolo de rehabilitación física asistida por el dispositivo robótico,
- Trabajar en conjunto con personal clínico de apoyo para el desarrollo del sistema de rehabilitación, el protocolo y el seguimiento del programa,
- Reclutar un voluntario sano y un paciente voluntario con alguna deficiencia motora en los miembros superiores,
- Llevar a cabo el programa de rehabilitación en los pacientes voluntarios y realizar las evaluaciones clínicas a lo largo del programa,
- Adquirir los datos cinemáticos y la señal de EMG de los pacientes durante la terapia de rehabilitación por el sistema robótico,
- Calcular los índices cinemáticos a partir de los datos recolectados por el dispositivo robótico,
- Calcular los índices sobre la recuperación motora basados en la señal de EMG, mediante algoritmos de procesamiento digital de señales,
- Evaluar la correlación entre los índices cinemáticos y las escalas clínicas,

1.3. Estructura de la tesis

El presente documento de tesis se encuentra estructurado en capítulos. En el **Capítulo 2** se revisan los conceptos teóricos fundamentales acerca de la anatomía y fisiología del miembro superior, se describen los tipos de terapias más relevantes para la rehabilitación física, así como las escalas clínicas tradicionales. Además, se presenta el marco teórico que permite entender el papel de los dispositivos robóticos en el campo de la rehabilitación física, así como la descripción del dispositivo robótico con el que se llevó a cabo el trabajo de investigación.

En el **Capítulo 3** se describe la metodología para la implementación del sistema de rehabilitación robótica basado en el seguimiento de trayectorias para los miembros superiores. Se detallan cuestiones técnicas sobre el esquema de control del dispositivo, las trayectorias seleccionadas y el desarrollo de la interfaz gráfica de usuario. Asimismo, se describen los índices cuantitativos cinemáticos y basados en la actividad muscular seleccionados, así como el protocolo de rehabilitación que se llevó a cabo durante el programa de rehabilitación física.

En el **Capítulo 4**, se presentan los resultados experimentales del proceso de evaluación cuantitativa para el programa de rehabilitación. En este capítulo, se describe el programa de entrenamiento implementado y los voluntarios que participaron para el desarrollo de esta investigación. Además, se presentan las puntuaciones de las evaluaciones clínicas del paciente voluntario al inicio y al finalizar el programa de entrenamiento, así como el seguimiento cuantitativo de su evolución motora a lo largo del programa a través de los índices cinemáticos y basados en la actividad muscular. Asimismo, se presenta la correlación existente entre los índices cinemáticos y las escalas clínicas y se presenta la comparación del desempeño cinemático y de los patrones de

activación musculares del paciente voluntario frente al del voluntario sano para evaluar el resultado de la intervención terapéutica. A lo largo del capítulo se discuten los resultados obtenidos con lo reportado en trabajos similares del estado del arte.

Finalmente, en el **Capítulo 5** se presentan las conclusiones generales de esta investigación, las limitaciones y las líneas de trabajo a futuro.

Capítulo 2

Sistemas robóticos para asistir la rehabilitación de miembros superiores

2.1. Anatomía del miembro superior

En el lenguaje coloquial, se usa el término brazo para hacer referencia a la extremidad superior completa. De manera anatómica, la extremidad o miembro superior se divide en cinco regiones principales: hombro, brazo, codo, antebrazo y muñeca, como se observa en la **Figura 2.1** [15], [16]. El miembro superior permite una amplia posibilidad de movimientos a partir de una serie de contracciones y relajaciones musculares, realizadas de manera coordinada. En este capítulo se abordará la anatomía del miembro superior exceptuando la muñeca.

2.1.1. Articulaciones y huesos del miembro superior

El hombro es la región donde el miembro superior se une al tronco. El hombro está constituido por cinco articulaciones que conforman el complejo articular del hombro. Este complejo se puede representar en dos grupos [17]:

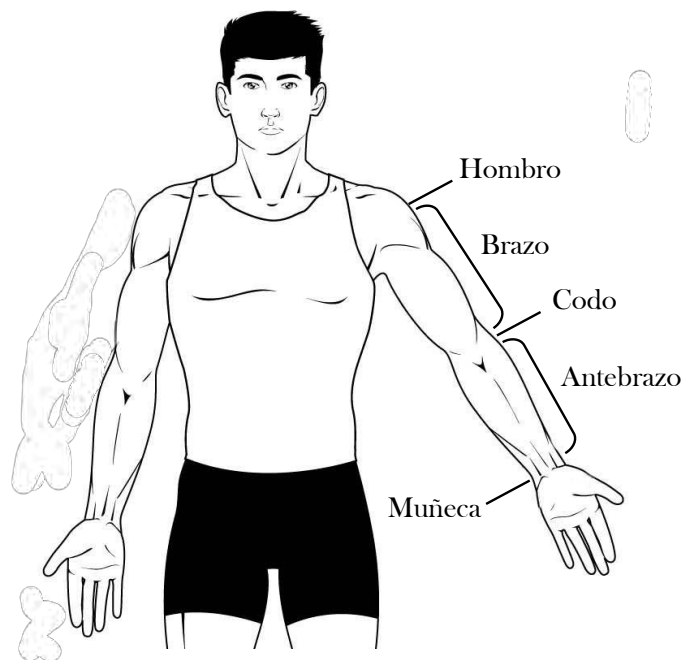


Figura 2.1. Regiones del miembro superior. Modificada de [16].

- **Primer grupo:** la articulación glenohumeral (verdadera y principal) y la articulación subdeltoidea (“falsa” y accesorio).
- **Segundo grupo:** la articulación escapulotorácica (“falsa” y principal) y las articulaciones acromioclavicular y esternoclavicular (verdaderas y accesorias).

El término de articulación “falsa” se refiere a que desde el punto de vista estrictamente anatómico no se trata de una articulación, pero desde el punto de vista fisiológico sí lo es, puesto que se compone por dos superficies que se deslizan entre sí. Mientras que una articulación verdadera, desde el punto de vista anatómico, es donde existe contacto entre dos superficies cartilaginosas de deslizamiento. En cada grupo, las articulaciones están mecánicamente unidas, i.e., que actúan necesariamente al mismo tiempo. De igual manera, los dos grupos funcionan simultáneamente y en proporciones variables durante los movimientos del miembro superior [17]. Sin embargo, se considera a la articulación glenohumeral como la porción más importante del hombro; formada por el húmero, la escápula y la clavícula. La articulación glenohumeral actúa en conjunto con la cintura escapular permitiendo un amplio rango de movimientos en la extremidad superior. Es la articulación con mayor movilidad en el cuerpo humano, sin embargo, sus superficies óseas ofrecen poca estabilidad. Los músculos circundantes del hombro y las estructuras ligamentosas proveen seguridad y soporte articular. Es común que la articulación del hombro sea una de las que se lesionan con mayor frecuencia de todo el cuerpo [15].

El codo actúa como un puente que une al brazo y al antebrazo. Está constituido por tres articulaciones: la articulación húmero-cubital, la articulación húmero-radial y la articulación radio-cubital. El complejo articular del codo trabaja en conjunto con el hombro para controlar el movimiento del extremo distal del miembro superior y aplicar las fuerzas necesarias, facilitando los movimientos de la mano [18]. En la porción anterior del codo se encuentran los nervios y vasos sanguíneos que inervan e irrigan el antebrazo y la mano [15].

El brazo es el área entre el hombro y el codo, y está formado por un solo hueso, el húmero. El húmero es el hueso más largo del miembro superior. Consta de un extremo superior o proximal, un eje y un extremo inferior o distal. Mientras que el antebrazo es la porción entre el codo y la muñeca, constituido por dos huesos, el radio (el hueso más corto del antebrazo) y el cúbito. En la posición anatómica, el radio es el hueso lateral y el cúbito es el hueso medial del antebrazo. Los huesos del antebrazo están diseñados para permitir movimientos únicos y son esenciales para el buen funcionamiento de la extremidad superior [15]. En la **Figura 2.2** se muestran las articulaciones del hombro y del codo y los huesos del brazo, el antebrazo y la cintura escapular.

2.1.2. Músculos del miembro superior

Los músculos del miembro superior se pueden clasificar en tres grupos. En el primer grupo se encuentran los músculos que surgen de la cintura escapular y se insertan en el húmero para mover el brazo. En el segundo grupo se consideran los músculos que encierran el húmero y se insertan en los huesos del antebrazo con la finalidad de moverlo. Estos músculos se dividen en dos compartimentos: anterior (flexor) que contiene principalmente a los músculos bíceps braquial, braquial y braquiorradial; y posterior (extensor) que está constituido por el tríceps braquial. En el tercer grupo

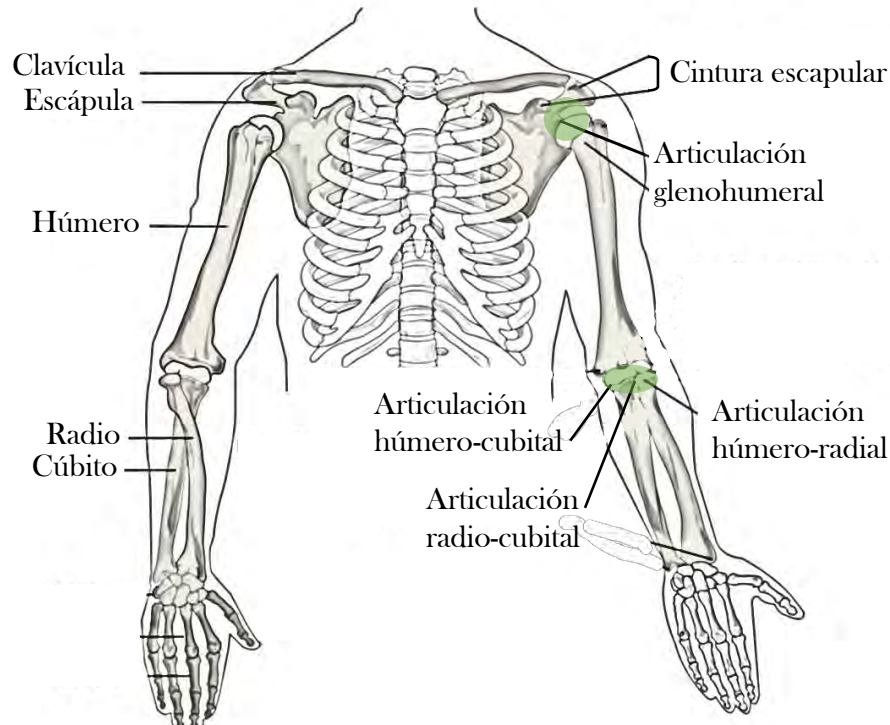


Figura 2.2. Huesos y articulaciones del miembro superior. Modificada de [16].

se incluyen los músculos del antebrazo, que se insertan en los huesos de la mano provocando el movimiento tanto de la mano como de los dedos [19]. Los músculos descritos en esta sección se ilustran en la **Figura 2.3** [20].

2.1.2.1. Primer grupo muscular

- **Pectoral mayor:** Es un músculo grande que se encuentra en la parte anterior superior del pecho. Tiene su origen en el esternón, la cintura escapular y las seis primeras costillas; y se inserta en el húmero proximal. Está involucrado en los movimientos de aducción y flexión del brazo [19].
- **Dorsal ancho:** Son dos músculos que se encuentran en la parte posterior del tórax, cubriendo la espalda baja. Tienen su origen en la espina dorsal baja y el ilion, y se insertan en el húmero proximal. Ambos son responsables de la extensión y aducción del brazo. Son músculos importantes para realizar movimientos potentes, como nadar o dar un puñetazo [19].
- **Deltoides:** Son músculos con forma triangular. El deltoides está constituido por tres porciones: clavicular (anterior), la acromial (media) y la espinal (posterior). Tienen su origen por la cintura escapular, desde la espina hasta la clavícula, y se insertan en el húmero proximal. La porción clavicular flexiona y rota internamente el brazo, la porción acromial abduce el brazo, y la porción espinal extiende y rota externamente el brazo [19].

2.1.2.2. Segundo grupo muscular

La función más importante de los músculos anteriores es la flexión y aducción del brazo, aunque algunas funciones adicionales son la flexión del brazo a nivel del hombro y la supinación del

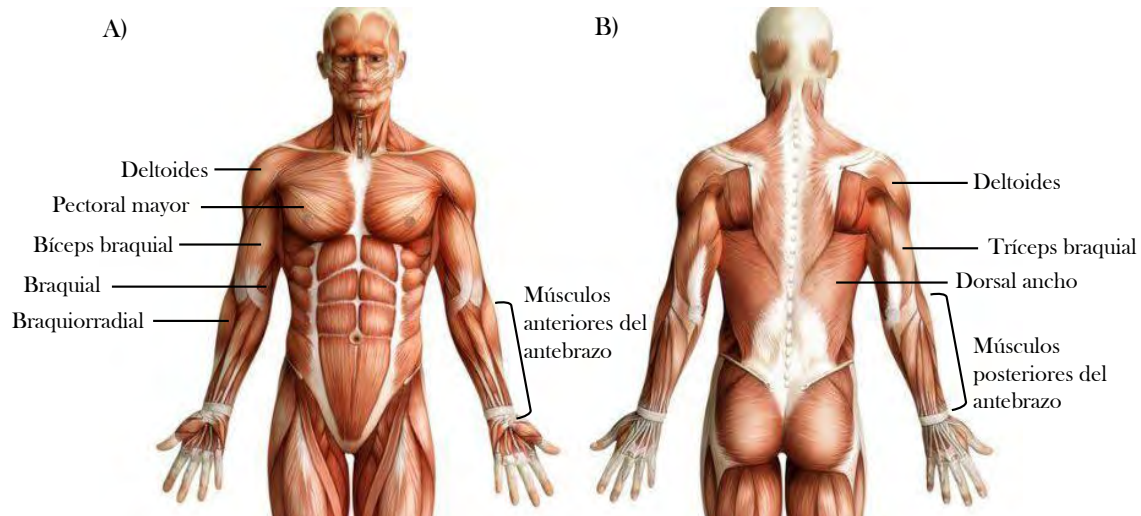


Figura 2.3. Músculos del miembro superior. A) Vista anterior. B) Vista posterior. Modificada de [20].

antebrazo. El músculo tríceps braquial es el principal extensor del antebrazo, además de asistir ligeramente a la extensión y aducción del brazo [15].

- **Bíceps braquial:** Se encuentra en la parte anterior del brazo y sobresale al flexionar el codo. Su origen es en la cintura escapular y se inserta en la tuberosidad radial. Es el músculo principal de la flexión del antebrazo y la supinación [19].
- **Braquial:** Se localiza debajo del bíceps. Realiza la flexión del codo, levantando el cúbito, mientras que el bíceps hace lo propio con el radio [19].
- **Braquiorradial:** Es un músculo débil que se origina en el húmero y se inserta en el antebrazo distal. También participa en la flexión del codo [19].
- **Tríceps braquial:** Es el único localizado en la parte posterior del húmero. Tiene origen en la cintura escapular y el húmero proximal, se inserta en el olécranon del cúbito. Es el músculo principal de la extensión del codo, siendo el antagonista del bíceps braquial [19].

2.1.2.3. Tercer grupo muscular

En este grupo se encuentran 20 músculos que están agrupados en compartimento anterior y posterior [15]. Los músculos de este grupo son finos y con forma de huso.

- **Compartimento anterior:** En este compartimento se encuentran los músculos flexores de la muñeca y los dedos. Son ocho músculos ubicados en el compartimento anterior del antebrazo. A su vez, contiene las capas superficial, intermedia y profunda [15].
- **Compartimento posterior:** Se encuentran los músculos extensores. Son doce músculos ubicados en el compartimento posterior del antebrazo, y contiene las capas superficial y profunda [15].

2.1.3. Movimientos del miembro superior

La anatomía del miembro superior permite una gran cantidad de funciones y movimientos con un amplio rango de movilidad gracias a las articulaciones del hombro y el codo. La articulación del hombro es la más móvil de todas las articulaciones del cuerpo humano. Posee tres grados de libertad, permitiendo el posicionamiento y la orientación del miembro superior en el espacio formado por los tres planos corporales, respecto a los tres ejes principales que se describen a continuación y se ilustran en la **Figura 2.4** [17], [21] .

1. **Eje transversal:** se encuentra en el plano frontal y alrededor de él se realizan los movimientos de flexión y extensión que se llevan a cabo en el plano sagital [17].
2. **Eje anteroposterior:** se encuentra en el plano sagital y alrededor de él se realizan los movimientos de abducción y aducción que se pueden apreciar en el plano frontal. La abducción ocurre cuando el miembro superior se mueve hacia afuera desde la línea media del cuerpo, mientras que la aducción es el movimiento contrario, en donde el miembro superior es llevado hacia la línea media del cuerpo [17].
3. **Eje vertical:** alrededor de él se realizan los movimientos de flexión y extensión que se llevan a cabo en el plano transversal con el brazo en abducción de 90° . También se conocen como flexión y extensión horizontal [17].

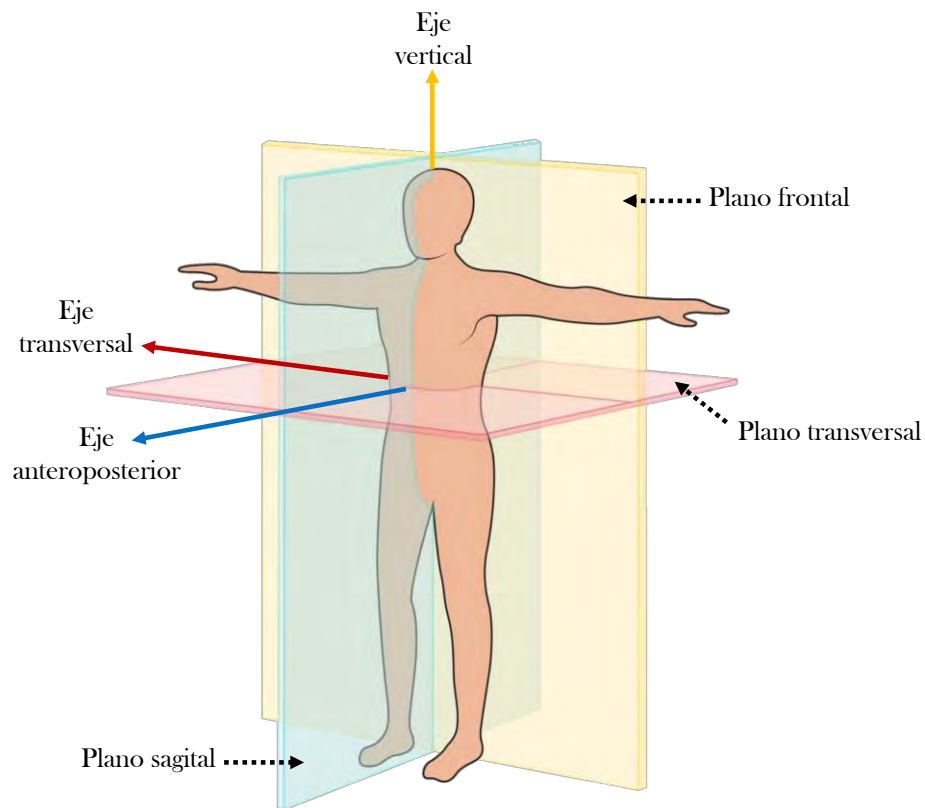


Figura 2.4. Planos y ejes anatómicos. Modificada de [21].

2.1.3.1. Movimientos del hombro

Los movimientos de la articulación del hombro se ilustran en la **Figura 2.5** y son [17]:

- **Flexión:** es un movimiento de gran amplitud, hasta 180° (ver **Figura 2.5.A**).
- **Extensión:** es el movimiento contrario a la flexión y de poca amplitud, el rango normal varía entre 45 y 50° (ver **Figura 2.5.B**).
- **Abducción:** la amplitud alcanza los 180° , permitiendo que el brazo quede de manera vertical por arriba del tronco. Se destacan dos observaciones: 1) a partir de los 90° , el miembro superior se aproxima a la línea media del cuerpo, por lo que en el sentido estricto se convierte en una aducción; y 2) la posición final de la abducción se alcanza, de igual manera, con un movimiento de flexión de 180° (ver **Figura 2.5.D**).
- **Aducción:** es un movimiento mecánicamente imposible debido a la presencia del tronco, por lo que no es factible si no se asocia con: 1) una extensión que permite una aducción muy leve, o 2) una flexión que permite alcanzar una aducción entre 30 y 45° (ver **Figura 2.5.C**).
- **Flexión horizontal:** a partir de la abducción a 90° del miembro superior, la flexión en el plano horizontal se asocia a la flexión y la aducción de 140° de amplitud (ver **Figura 2.5.F**).
- **Extensión horizontal:** a partir de la abducción a 90° del miembro superior, la extensión en el plano horizontal se asocia a la extensión y la aducción de menor amplitud, entre 30 y 40° . Cabe destacar que la amplitud total, es decir, sumando las amplitudes de la flexión y la extensión horizontal, alcanza casi los 180° (ver **Figura 2.5.E**).

Adicionalmente, se tiene el eje longitudinal del húmero que permite la rotación externa e interna voluntaria en cualquier posición del hombro. Para medir las amplitudes de estos movimientos, el antebrazo debe estar en el plano sagital, para lo cual, el codo debe estar flexionado a 90° [17].

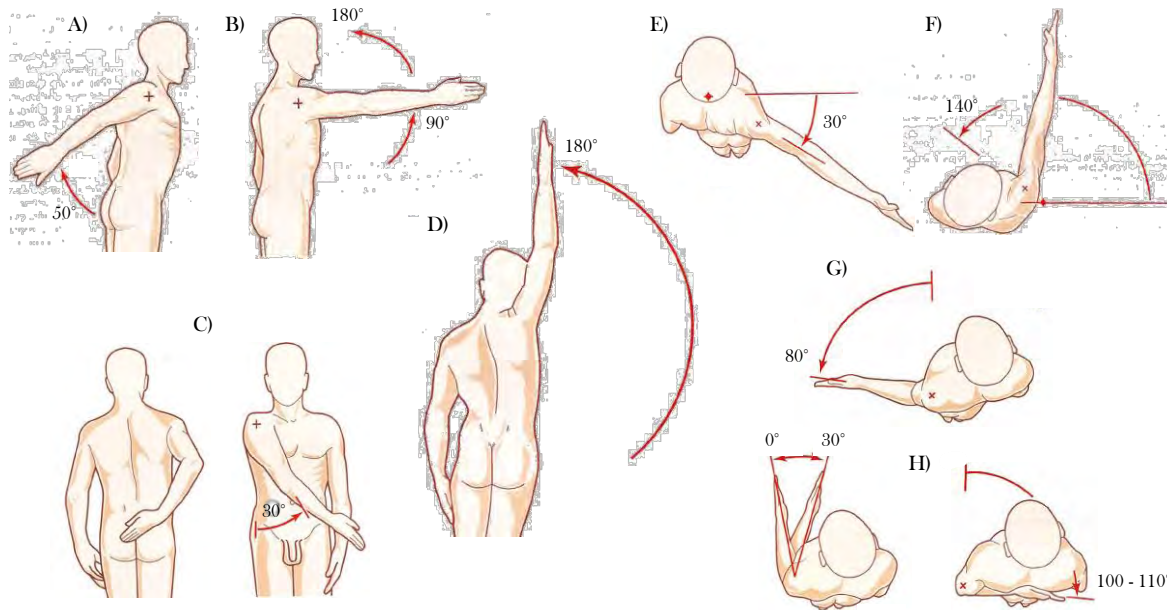


Figura 2.5. Movimientos de la articulación del hombro. A) Extensión. B) Flexión. C) Aducción. D) Abducción. E) Extensión y F) flexión horizontal. Rotación G) externa y H) interna. Modificada de [17].

- **Rotación externa:** alcanza una amplitud de 80° , aunque esta amplitud total no se utiliza habitualmente (ver **Figura 2.5.G**).
- **Rotación interna:** alcanza una amplitud de 100 a 110° , aunque para alcanzarla se requiere que el antebrazo pase por detrás del tronco, por lo que se necesita de cierto grado de extensión del hombro. Este movimiento es indispensable para que la mano alcance la espalda. La rotación más empleada, desde el punto de vista funcional, es la rotación interna entre 0° y 30° (ver **Figura 2.5.H**).

2.1.3.2. Movimientos del codo

Aunque anatómicamente el codo cuenta con solo una cavidad articular, fisiológicamente se pueden distinguir dos movimientos distintos gracias a las tres articulaciones entre el húmero, el radio y el cúbito: la flexión/extensión de codo y la pronación/supinación del antebrazo. El movimiento de flexión/extensión requiere de la actuación de las articulaciones húmero-cubital y húmero-radial. A su vez, el movimiento de pronación/ supinación es realizado por la articulación radio-cubital. Se considera el movimiento de flexión como el responsable de la alimentación, al permitir llevar los alimentos a la boca; a la vez que la pronosupinación permite situar la mano en cualquier ángulo para poder recoger o sostener un objeto, lo que lo convierte en uno de los movimientos más importantes para la alimentación, el aseo y el trabajo [17], [18]. Los movimientos de la articulación del codo se ilustran en la **Figura 2.6**, y se describen a continuación.

- **Flexión:** corresponde al movimiento que dirige el antebrazo hacia delante, de modo que exista contacto entre la cara anterior del antebrazo y la cara anterior del brazo. Este movimiento puede realizarse de forma activa o pasiva. La amplitud de la flexión activa es de 140 a 145° , mientras que la amplitud de la flexión pasiva es de 160° , la cual, se puede obtener cuando se empuja la muñeca hacia el hombro. En la flexión activa, el contacto entre las masas musculares del compartimento anterior del brazo y del antebrazo actúa como un factor limitante en la amplitud del movimiento, ya que los músculos se endurecen por la contracción activa y, por lo tanto, existe una mayor restricción cuanto más masa muscular posea el individuo. En cambio, en la flexión pasiva las masas musculares pueden comprimirse cierto grado una contra otra debido a que no existe una contracción (ver **Figura 2.6.A**).

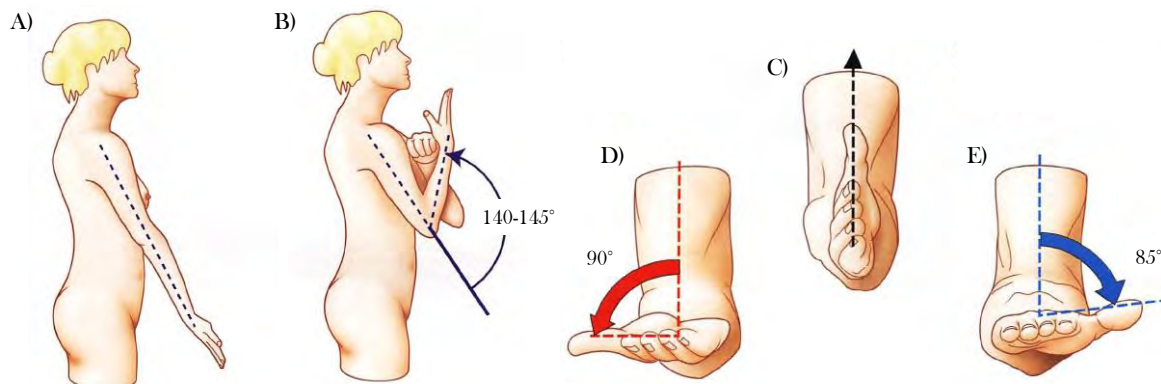


Figura 2.6. Movimientos de la articulación del codo. A) Extensión. B) Flexión. C) Posición intermedia. D) Supinación. E) Pronación. Modificada de [17].

- **Extensión:** corresponde al movimiento que dirige el antebrazo hacia atrás. En la posición anatómica para medir las amplitudes de este movimiento, el eje del antebrazo se localiza en la prolongación del eje del brazo. Por lo que, por definición, no existe alguna amplitud en la extensión del codo. A excepción de presentar una hiperextensión, como en los niños, que pueden tener una amplitud de 5 a 10° de hiperextensión (ver **Figura 2.6.B**).

El movimiento de pronosupinación se analiza a partir de la posición intermedia (ver **Figura 2.6.C**), que es determinada por la dirección del pulgar hacia arriba y la palma de la mano hacia dentro con el codo en flexión de 90°.

- **Supinación:** se realiza cuando la palma de la mano se dirige hacia arriba con el pulgar hacia afuera. La amplitud es de 90° y la mano se sitúa en el plano transversal (ver **Figura 2.6.D**).
- **Pronación:** se realiza cuando la palma de la mano se posiciona hacia abajo y el pulgar hacia dentro. La amplitud es de 85°. La pronación está limitada por el impacto del radio contra el cúbito y la interposición de los músculos del compartimento anterior del antebrazo (ver **Figura 2.6.E**).

2.2. Terapias de rehabilitación física de miembros superiores

La rehabilitación puede mejorar el desempeño funcional en adultos y niños que padecen alguna condición crónica. En el caso de los desórdenes musculoesqueléticos, la rehabilitación física mejora el movimiento y promueve beneficios motores en los pacientes. La rehabilitación física resulta de especial importancia al buscar optimizar el funcionamiento del paciente en las actividades diarias, como participar en la educación y el empleo, y lograr su independencia en la vida diaria [1]. Entre los síntomas más comunes de la discapacidad motora en el miembro superior se incluyen la debilidad o contractura muscular, cambios en el tono muscular, laxitud articular (distensibilidad de las articulaciones) y control motor deficiente. Estas deficiencias provocan inhabilidad para realizar movimientos en actividades comunes como alcanzar, recoger y sostener objetos [3]. Una gran cantidad de terapias de rehabilitación ha sido desarrollada, no obstante, hasta el día de hoy se continúa evaluando cuál(es) intervención(es) de terapia de las extremidades superiores puede(n) mejorar la recuperación motora [4], [7].

Entre los enfoques de rehabilitación recomendados para mejorar la funcionalidad motora del miembro superior están: ejercicios de fortalecimiento muscular, terapia de movimiento inducido por restricción (*Constraint-induced movement therapy*, CIMT), terapia de espejo y toxina botulínica. Asimismo, se ha incluido el desarrollo de terapias apoyadas por la tecnología, como el uso de dispositivos robóticos y la realidad virtual [3]. A continuación, se describen brevemente las diferentes intervenciones terapéuticas que se emplean en la práctica clínica.

- **Ejercicios de fortalecimiento muscular:** se enfoca en trabajar un músculo o grupo de músculos en específico, por medio del control voluntario. Estos movimientos pueden ser realizados contra una resistencia manual producida por el terapeuta o utilizando peso con equipo y máquinas de gimnasio. Los ejercicios se pueden practicar en clases dirigidas por un

terapeuta o profesional del ejercicio e involucrar un entrenamiento en circuito. El entrenamiento de fuerza ayuda a reducir la espasticidad muscular y se considera parte esencial en los programas de rehabilitación para los pacientes con lesión cerebral [3], [22].

- **Terapia de movimiento inducido por restricción (CIMT):** o también conocida como terapia de “uso forzado”, es utilizada en la rehabilitación del movimiento voluntario de la extremidad con hemiparesia en personas con una lesión cerebral y está enfocada en realizar tareas específicas en las actividades cotidianas. En esta terapia, se limita la movilidad de la extremidad no afectada con un cabestrillo o similar para prevenir su uso y utilizar en su lugar el brazo afectado. Está orientada a realizar tareas y actividades repetitivas con el miembro afectado, incrementando gradualmente el nivel de dificultad, con la finalidad de que las habilidades logradas puedan ser trasladadas al ambiente real cotidiano del paciente. Esta estrategia induce el aprendizaje motor y la neuroplasticidad a través de bloques intensivos de entrenamiento [3], [22].
- **Terapia de espejo:** inicialmente desarrollada para tratar el “dolor fantasma” en el miembro amputado de los pacientes y se ha incorporado como tratamiento en pacientes con lesiones cerebrales con hemiparesia. Este tratamiento consiste en colocar un espejo en el plano sagital del paciente y ocultando el miembro afectado, reflejando así el lado no afectado como si fuera el lado afectado. De esta manera, los movimientos realizados por el miembro no afectado dan la ilusión visual de que son realizados por el miembro afectado. Los ejercicios son personalizados y se pueden incluir actividades funcionales como recoger un objeto. Su efectividad se basa en el funcionamiento de las neuronas espejo, las cuales se activan cuando se realiza una acción o cuando se observa a otro individuo realizarla. Se ha sugerido que previene o revierte el uso no aprendido de la extremidad afectada [3], [22].
- **Toxina botulínica:** se utiliza para tratar la espasticidad muscular. A largo plazo, la espasticidad provoca contracturas de tendón y deformidad en el miembro, ocasionando dolor y discapacidad funcional. Este tratamiento consiste en la inyección intramuscular de la toxina botulínica para reducir la espasticidad del miembro afectado [3].
- **Realidad virtual:** implica la simulación de escenarios creados por computadora que permiten al paciente interactuar con un entorno virtual usando diversos dispositivos. Esta modalidad de terapia a menudo se combina con el uso de dispositivos robóticos o hápticos. El principal aspecto de interés es ofrecer una terapia más interactiva y atractiva para los pacientes incorporando el juego. Los juegos desarrollados para un fin terapéutico se denominan “juegos serios” y pueden incrementar la adherencia del paciente al tratamiento de rehabilitación. Se hace hincapié en el potencial para incrementar la motivación del paciente, el aprendizaje a través de la repetición y la interacción social [3].
- **Terapias asistidas por dispositivos robóticos:** son dispositivos que mueven las extremidades de forma pasiva y que proveen asistencia o resistencia al movimiento activo del paciente. En las últimas décadas se ha incrementado el número de dispositivos robóticos disponibles para tratamientos de rehabilitación de los miembros superiores, especialmente para la rehabilitación de pacientes sobrevivientes de EVC. Algunas ventajas destacables para incluir robots en las terapias de rehabilitación son: 1) retroalimentación visual a través de una pantalla, 2) monitoreo del desempeño del paciente durante la terapia, y 3) ofrecer un entrenamiento de alta intensidad y dosis altas de repeticiones. Se presume que los dispositivos

robóticos ayudan al aprendizaje motor e incrementan el control motor y la fuerza. La mayoría de los dispositivos robóticos han sido enfocados a los movimientos del codo y del hombro, pocos son los dispositivos dirigidos a los movimientos de los dedos y la muñeca [3], [22].

Además de estas, existen más intervenciones terapéuticas para la rehabilitación física de miembros superiores. Cabe mencionar que, no se cuenta actualmente con evidencia suficiente para comparar los efectos relativos de diferentes intervenciones. La aplicación clínica de alguna intervención dependerá de los detalles específicos del paciente y del entorno, y deberá basarse en el razonamiento y juicio clínico de los expertos tras la evaluación de un paciente considerando, además, sus objetivos y preferencias [22]. A consecuencia de esto, también se resalta la importancia de contar con instrumentos de evaluación adecuados que provean de información útil para emitir una valoración clínica confiable.

2.2.1. Escalas de medición clínicas

La medición de la recuperación de un paciente, después de una lesión o accidente neurológico, se vuelve fundamental para los expertos clínicos al momento de decidir alguna opción de tratamiento y valorar el resultado de la intervención. Se necesitan de instrumentos de evaluación que permitan recoger, analizar y comparar resultados [23]. Para determinar la utilidad de la intervención terapéutica se requiere de escalas de medición objetivas o generales y, asimismo, escalas apropiadas o específicas de acuerdo con lo que se desea medir (impedimento, discapacidad, calidad de vida, entre otros). Las mediciones clínicas son llevadas a cabo por profesionales médicos o terapéuticos a partir de la observación de los movimientos del paciente [24]. Así como existe una gran cantidad de terapias de rehabilitación, lo mismo sucede con los instrumentos de evaluación, por lo que es necesario conocer las características de las diferentes evaluaciones para seleccionar las más adecuadas.

2.2.1.1. Escalas generales

Las escalas generales miden los resultados del estado funcional y el bienestar global del paciente sin tomar en cuenta la enfermedad o el proceso que deteriora su salud [25]. Las escalas generales más utilizadas en el ámbito clínico son:

- **Índice de Barthel:** mide la independencia funcional en el cuidado personal y la movilidad del paciente. Inicialmente se creó para observar la evolución de los pacientes crónicos y poder determinar los cuidados de enfermería requeridos. Ha sido utilizado en pacientes con parálisis de larga estancia en el hospital, para predecir el tiempo de permanencia y como instrumento de pronóstico. La versión original es de 10 apartados, pero también existe otra ampliada de 15. Cada apartado corresponde a cinco puntos, por lo que la puntuación puede ir de cero a cien, de tal manera que puntuaciones altas indican un mayor grado de independencia. Este índice ha experimentado varias modificaciones, así que es importante señalar sobre cuál versión se realiza la evaluación. Algunos apartados que se incluyen en esta escala son: alimentación (si se necesita de ayuda para ser cortada), aseo personal (lavarse la cara, peinarse, cepillarse los dientes, etc.), tareas domésticas, bañarse, vestirse, por mencionar algunos. Este índice ha sido criticado por su sistema de puntuación. Las principales limitaciones son respecto a la interpretación de las puntuaciones intermedias de los apartados

y la extensión de la escala, es decir, no detecta grados bajos de discapacidad y por ello se considera que es una escala dirigida a pacientes severamente enfermos [25].

- **Medida de la Independencia Funcional:** se describe como una escala global para la evaluación funcional en cuanto a la movilidad y el autocuidado. Esta escala consta de 18 apartados que describen seis áreas funcionales. Cuatro de estas áreas corresponden al autocuidado, control de esfínteres, factores de movilidad y locomoción, que son medidas con 13 apartados y comprenden la función motora. Mientras que las otras dos áreas corresponden a la cognición social y comunicación, y son medidas con 5 apartados que aluden a la cognición. Para calificar cada apartado, se utiliza una escala de 7 puntos o niveles: 1) el paciente no puede desarrollar ni el 25% del esfuerzo físico que requiere su actividad funcional, 2) el paciente desarrolla entre el 25 y 49% del esfuerzo físico necesario, 3) el paciente desarrolla entre el 50 y 74% del esfuerzo, 4) se desarrolla entre el 75 y 100% del esfuerzo necesario, 5) el paciente aún necesita supervisión, 6) existe un grado de independencia pero necesita de dispositivos de asistencia, y 7) el paciente tiene una completa independencia [25].

2.2.1.2. Escalas específicas

Por otra parte, las escalas específicas pretenden mejorar la medición en relación con una enfermedad o intervención quirúrgica. En la práctica clínica se llegan a combinar las escalas genéricas con las específicas, ya sea añadiendo más apartados a alguna escala genérica o realizando adicionalmente otra evaluación por completo [25]. Algunos métodos estandarizados para investigar distintos aspectos son:

- **Escala de espasticidad de Ashworth:** es un instrumento diagnóstico para medir el tono y la espasticidad muscular. Actualmente, se maneja una versión modificada de esta escala que pretende medir de mejor manera la hipertonía muscular y se conoce como la escala de Ashworth modificada. Se valora de forma directa la espasticidad desde el nulo aumento del tono muscular, hasta la rigidez extrema durante la flexión o extensión de los músculos. Esta escala es ampliamente utilizada con pacientes neurológicos. En la **Tabla 2.1** se describen los apartados de la escala de Ashworth modificada [24], [26].
- **Escala de Lovett:** es un instrumento de evaluación que pretende medir la musculatura al medir la fuerza muscular y, con ello, determinar la capacidad del músculo para contraerse. Esta prueba se realiza cuando existe debilidad muscular por deficiencias en el sistema nervioso, musculoesquelético o cualquier otro sistema que afecte el movimiento corporal. Esta evaluación brinda información acerca de la condición real de la fuerza en un músculo o grupo muscular, además de ayudar al diagnóstico y pronóstico fisioterapéutico. Asimismo, ayuda a determinar el grado y la gravedad de las deficiencias en el sistema neuromuscular. Junto con los demás datos obtenidos en el proceso de evaluación, esta escala facilita la interpretación de las posibles deficiencias derivadas de la debilidad muscular, las limitaciones en la actividad y las restricciones del paciente [27]. Las categorías en la escala de Lovett se describen en la **Tabla 2.2**.
- **Escala Fugl-Meyer:** está diseñada para evaluar la recuperación del paciente con hemiparesia ocasionada por un accidente vascular cerebral. Esta escala evalúa 5 dominios: función

Tabla 2.1. Escala de Ashworth modificada.

Puntuación	Descripción
0	No hay cambios en la respuesta del músculo en los movimientos de flexión o extensión.
1	Ligero aumento en la respuesta del músculo al movimiento (flexión o extensión) visible con la palpación o relajación, o solo mínima resistencia al final del arco del movimiento.
1+	Ligero aumento en la resistencia del músculo al movimiento en flexión o extensión seguido de una mínima resistencia en todo el resto del arco de movimiento (menos de la mitad).
2	Notable incremento en la resistencia del músculo durante la mayor parte del arco de movimiento articular, pero la articulación se mueve fácilmente.
3	Marcado incremento en la resistencia del músculo, el movimiento pasivo es difícil en la flexión o extensión.
4	Las partes afectadas están rígidas en flexión o extensión cuando se mueven pasivamente.

motora, función sensorial, balance, rango de movimiento y dolor articular. Cada dominio contiene múltiples apartados que son evaluados de acuerdo con una escala de 3 puntos (0 = no lo puede realizar; 1 = lo realiza parcialmente; 2 = lo realiza completamente). El dominio de la función motora evalúa el movimiento, la coordinación y el acto reflejo de los miembros superiores (hombro, codo, antebrazo, muñeca y mano) e inferiores (cadera, rodilla y tobillo). Para este dominio, se tiene un puntaje de cero a cien, dividido en 66 puntos para las extremidades superiores y 34 puntos para las inferiores, correspondiendo a un puntaje alto la función motora normal. Algunas de sus limitaciones son depender de la experiencia del evaluador y el efecto techo en el puntaje, i.e., la evaluación de pacientes con deterioro motor leve es menos precisa debido a que la escala no es sensible a la detección de cambios menores [6].

- **Goniometría:** usada mayormente en el área de fisioterapia. Tiene por objetivo evaluar la posición en que se encuentra una articulación en el espacio, con la finalidad de valorar la pérdida de movilidad de una articulación. Para el estudio del arco de movimiento, se divide en movimiento activo, pasivo y activo asistido. El arco de movilidad activo se da por la contracción voluntaria de los músculos, por lo que proporciona información sobre la fuerza muscular y la coordinación. Mientras que el arco de movilidad pasivo, el movimiento del paciente es realizado por el examinador con el objetivo de valorar la integridad de la articulación. Por otro lado, el arco de movilidad activo asistido es cuando el paciente realiza el movimiento acompañado por el examinador. Se puede hacer por simple observación o utilizando un goniómetro para medir los ángulos de las articulaciones de interés usando como referencia los rangos de movimiento normales descritos en la **Sección 2.1.3** [28].

Tabla 2.2. Escala de Lovett modificada.

Puntuación	Descripción
5	Arco completo de movimiento contra gravedad y máxima resistencia.
4+	Arco completo de movimiento contra gravedad y resistencia sostenida.
4	Arco completo de movimiento contra gravedad y resistencia.
4-	Arco completo de movimiento contra gravedad y mediana resistencia.
3+	Arco completo de movimiento contra gravedad y ligera resistencia.
3	Arco completo de movimiento contra gravedad.
3-	Mitad o dos tercios del arco de movimiento contra gravedad.
2+	Inicia movimiento contra gravedad.
2	Arco de movimiento completo sin gravedad.
2-	Mitad o dos tercios del arco del movimiento sin gravedad.
1+	Inicia movimiento sin gravedad.
1	Contracción sostenida, no movimiento.
0	No se palpa contracción (parálisis).

2.3. Clasificación de dispositivos robóticos para rehabilitación

Como se mencionó anteriormente en la **Sección 2.2**, la terapia asistida por dispositivos robóticos es una forma innovadora de rehabilitación que ofrece un entrenamiento físico altamente repetitivo e intenso. Asimismo, los dispositivos robóticos permiten la cuantificación tanto de la dosis administrada en la sesión de entrenamiento como del desempeño del paciente. Por ejemplo, se puede comparar el efecto de una dosis baja contra una dosis alta y esto se puede evaluar al incorporar sensores que miden la cinemática y cinética durante el movimiento. Adicionalmente, estos dispositivos ofrecen una gran variedad de tipos de retroalimentación, e.g., visual, auditivo y háptico, para el paciente que mejoran el aprendizaje y la recuperación, al mismo tiempo que incrementan la motivación y el compromiso del paciente. Es debido a estas cualidades que los dispositivos robóticos tienen un gran potencial en las terapias de rehabilitación [29].

En los últimos años, los dispositivos robóticos se han incorporado cada vez más en los tratamientos de rehabilitación para restaurar la pérdida de la función motora, principalmente en sobrevivientes de una EVC. Como resultado, ha habido un crecimiento exponencial en el número de dispositivos robóticos desarrollados, así como su uso en ensayos clínicos [29]. Los dispositivos robóticos se dividen en dos categorías: exoesqueletos y sistemas de efector final. A su vez, se

clasifican de acuerdo con el modo de operación en activos, pasivos y activos-asistidos. Los dispositivos activos ofrecen asistencia activa al movimiento de los pacientes, los pasivos dan únicamente soporte a las extremidades y los dispositivos activos-asistidos completan el movimiento después de que el paciente lo inicia. También se han desarrollado otros dispositivos robóticos que ofrecen una resistencia opuesta al movimiento del paciente y dispositivos que incorporan actuadores y estrategias de control para corregir los movimientos [30].

2.3.1. Exoesqueletos

Los exoesqueletos son sistemas electromecánicos diseñados para interactuar con el usuario con distintos propósitos, e.g., amplificación de la potencia, asistencia o sustitución de la función motora. El objetivo de los exoesqueletos es replicar la cinemática y dinámica de la estructura musculoesquelética humana. Para el diseño de un exoesqueleto para la rehabilitación del brazo, se requiere analizar la anatomía del miembro superior y la interacción que tendrá el robot con el miembro del usuario para, con ello, determinar los parámetros de diseño del dispositivo. Los exoesqueletos deben operar paralelamente con el miembro superior y estar sujetos al brazo en diferentes ubicaciones. Debido a la complejidad de la estructura anatómica del brazo y el tipo de movimientos objetivos, en la literatura existen diferentes modelos cinemáticos de exoesqueletos para rehabilitación [31].

Los exoesqueletos pueden identificarse por el número de grados de libertad (GDL) de una sola o múltiples articulaciones, el tipo de actuadores (eléctricos, neumáticos, hidráulicos, etc.) y la articulación a la que le da soporte (hombro, codo, muñeca o mano). Algunos exoesqueletos comerciales son: Armeo Spring (7 GDL; Hocoma, Suiza [32]), Armeo Power (7 GDL; Hocoma, Suiza [33]), Myomo (1 GDL; Myomo Inc., Boston, Estados Unidos [34]), ALEx (6 GDL; Kinetek Wearable Robotics, Pisa, Italia [35]) y ArmTutor (1 GDL; MediTouch, Nirim, Israel [36]) que se ilustran en la **Figura 2.8** y descritos en [29], [31].

2.3.2. Sistemas de efector final

En lo que se refiere a los sistemas de efector final, son robots simples que cuentan con un extremo distal para que se sujete la mano del paciente a éste y siga trayectorias específicas. La simplicidad en el diseño y la manufactura de los sistemas de efector final suponen una ventaja sobre los exoesqueletos debido a la complejidad estructural de estos últimos. Los sistemas de efector final pueden llegar a ser más compactos y poco pesados que otros dispositivos robóticos, por lo que son fáciles de instalar en espacios limitados o incluso en la casa del paciente sin presentar un gran riesgo [37]. Por esta razón existen una gran cantidad de dispositivos usados en el ámbito clínico y algunos han logrado comercializarse.

Algunos dispositivos comerciales de sistemas de efector final son: InMotion Arm (Bionik, Massachusetts, Estados Unidos [38]), Burt (Barret, Massachusetts, Estados Unidos [39]), Kinarm End-Point Lab (Kinarm, Ontario, Canadá [40]) y REAplan (Axinesis, Wavre, Bélgica [41]) presentados en la **Figura 2.7** y descritos en [29]. Por otro lado, en la literatura se describen diversos prototipos de dispositivos que son llevados a la práctica clínica [37]. Aunque algunas limitaciones de

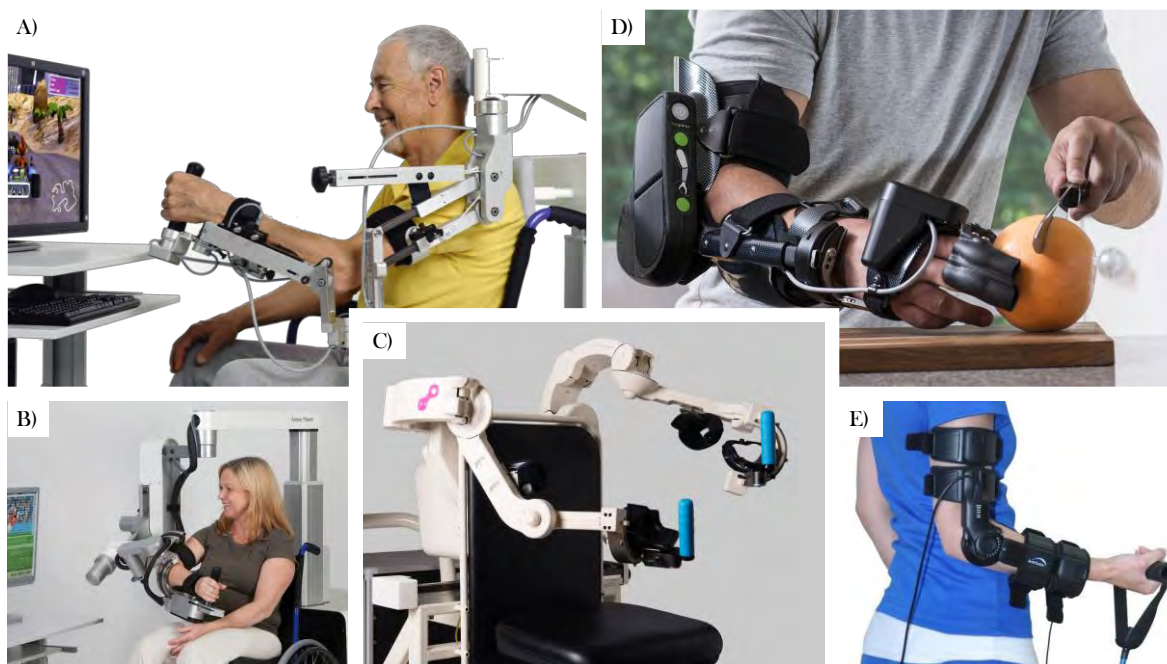


Figura 2.8. Exoesqueletos comerciales. A) Armeo Spring [32]. B) Armeo Power [33]. C) ALEx [35]. D) Myomo [34]. E) ArmTutor [36].



Figura 2.7. Sistemas de efector final comerciales. A) Burt [39]. B) REAplan [41] C) InMotion Arm [38]. D) Kinarm Endo-Point Lab [40].

estos sistemas son no poder proveer movimientos de rotación y que la mayoría de los sistemas

existentes solo pueden realizar tareas de entrenamiento en un plano específico [31], [37].

2.4. Señal de Electromiografía (EMG)

En el presente trabajo de investigación, la señal de EMG es analizada con la finalidad de evaluar la recuperación del sistema motor como resultado del programa de entrenamiento. Existe un gran interés en el uso del EMG como método de evaluación de las capacidades motoras de los pacientes con alguna afectación neurológica [42]. Se ha destacado la importancia de combinar el análisis cinemático con el análisis de la señal de EMG para entender el aprendizaje motor y la plasticidad cerebral [42] mediante el estudio de las activaciones musculares debido a cambios en las conexiones neuronales [43]. Además, el estudio de las alteraciones en la señal de EMG en pacientes con trastornos musculares permite mejorar los controladores de dispositivos robóticos basados en esta señal y, por consiguiente, las terapias de rehabilitación [44]. Por ello, es importante entender los fundamentos fisiológicos de la generación de la señal, así como sus características.

2.4.1. Antecedentes anatómicos y fisiológicos

La electromiografía es el estudio de la actividad eléctrica de los músculos manifestada durante una contracción muscular [45]. El músculo esquelético está organizado por unidades motoras (*motor unit*, MU), las cuales están constituidas por una motoneurona que inerva a un grupo de fibras musculares ilustradas en la **Figura 2.9.A** [46]. Es la unidad más pequeña que puede ser activada a través de la señal enviada por la motoneurona y las fibras musculares que la constituyen son activadas de manera simultánea. Durante la activación de la MU para generar contracción, las membranas de las fibras musculares se despolarizan generando potenciales de acción. Estos potenciales tienen una duración de 3 a 15 ms y amplitudes de 20 a 200 μ V. Mientras que, el potencial de acción de la MU (*motor unit action potencial*, MUAP) corresponde a la superposición de los potenciales de acción individuales de las fibras. Los MUAP son registrados mediante un estudio invasivo o subcutáneo (IEMG), i.e., se inserta un electrodo de aguja directamente en el músculo de interés para registrar su actividad eléctrica (ver **Figura 2.9.B**). Dependiendo del esfuerzo necesario para realizar un movimiento voluntario, el sistema nervioso puede aumentar la fuerza de la contracción muscular al incrementar: el número de MU activadas o la frecuencia de disparo transmitida por las motoneuronas [47]. Por consiguiente, a elevados niveles de esfuerzo, los MUAP no pueden distinguirse individualmente debido al reclutamiento de nuevas MU.

Por otro lado, la morfología de los MUAP es alterada en la presencia de neuropatías. Las neuropatías ocasionan una denervación parcial de los músculos y, por lo tanto, la transmisión de impulsos eléctricos es interrumpida. Una de las consecuencias de la denervación de un músculo es la atrofia, que implica una disminución en su masa al no recibir las señales necesarias para conservar su tamaño normal. Generalmente en las neuropatías, la denervación es seguida de una regeneración o reinervación. Sin embargo, las fibras nerviosas regeneradas conducen el impulso eléctrico más lentamente que las fibras sanas, ocasionando una ralentización generalizada de la conducción nerviosa. En consecuencia, los impulsos son más difíciles de iniciar y tardan más en llegar al músculo [47]. Estas alteraciones se reflejan en la morfología de los MUAP y, por lo tanto, el estudio del IEMG permite la detección de anomalías en la conducción eléctrica hacia los músculos. En estos

estudios se analiza la amplitud, la duración, la presencia de polifasia², las tasas de disparo y el número de MU activas [48]. Además, se considera que se puede evaluar la plasticidad en las MU al estudiar el comportamiento de las motoneuronas y su adaptación mediante el seguimiento del reclutamiento de las MU y las tasas de activación [49]. No obstante, los estudios de EMG más empleados tanto en investigación como en prácticas biomédicas son los superficiales, con la finalidad de evitar un proceso invasivo pero que continúe brindando información sobre el sistema neuromotor [42], [44], [45].

2.4.2. Electromiografía de superficie (SEMG) y sus características

La electromiografía de superficie (SEMG) facilita la evaluación de la actividad eléctrica de los músculos ya que no requiere de electrodos especializados para su adquisición, sino que se adquiere a través de electrodos de superficie. Los electrodos de superficie son colocados directamente en la piel, por lo que la señal de SEMG registrada corresponde a todos los potenciales de acción de las fibras musculares generados debajo de la piel [45]. Durante las contracciones musculares, un gran número de MU son activadas y la señal registrada a través del SEMG luce como un patrón de interferencia

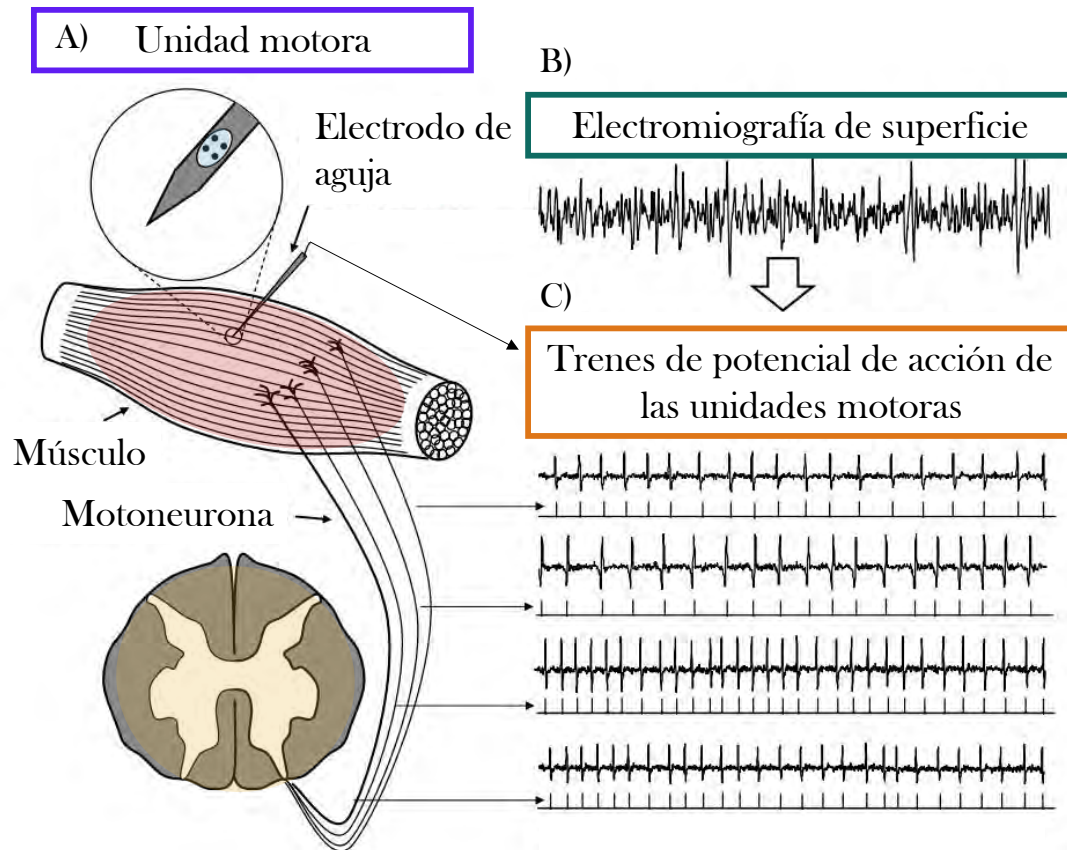


Figura 2.9. Representación esquemática de A) la unidad motora, B) la electromiografía de superficie y, C) el potencial de acción de las unidades motoras. Modificada de [46].

² Polifasia: MUAPs con más de cuatro fases, cuando se supera el rango normal de polifasia en un músculo es un signo de asincronía en los disparos de las fibras musculares de una MU debido a un proceso de regeneración o reinervación [88].

eléctrica aleatorio y cuya magnitud proporciona información sobre el esfuerzo muscular ejercido [50] (ver **Figura 2.9.C**).

Existen dos tipos de SEMG, la clínica o diagnóstica de una neuropatía y la cinesiología, que estudia la función y la secuencia de activación muscular durante una determinada actividad [51]. Esta última, permite el estudio del control del sistema nervioso central durante diferentes tareas y analizar posibles situaciones patológicas. Además, se considera que la SEMG cinesiología es útil para la evaluación de intervenciones, e.g., quirúrgicas, farmacológicas o físicas. Otro aspecto importante es que mediante el estudio de la señal de SEMG se puede analizar el tiempo y el patrón de activación de los músculos involucrados durante una actividad específica. Esto es posible a través de la extracción de información de interés de la señal de SEMG [52]. Sin embargo, debido a la adquisición de la actividad eléctrica a través de la superficie de la piel, existen otros componentes de ruido que no son parte de la actividad muscular. Debido a esto, se debe recurrir a técnicas de tratamiento y/o procesamiento de la señal para posteriormente cuantificar la información contenida en ésta [45].

Como parte del tratamiento básico de la señal de SEMG se incluye la amplificación y el filtrado [45], [52]. La amplitud de las señales de SEMG varían entre 50 μ V y 5 mV, por lo que la amplificación de la señal posibilita su interpretación. Esta amplificación es realizada por el dispositivo de adquisición, (i.e., electromiógrafo o sensores) y se le denomina como “ganancia”, la cual puede ser ajustable o fija [45]. Por otro lado, el filtrado se realiza con la finalidad de eliminar información que no procede de los músculos. Para ello, se selecciona solo la información proveniente de las tasas de disparo de los MUAP. A esto se le denomina como ancho de banda, la cual se refiere al rango de frecuencias en las que las fibras musculares son activadas y, por lo tanto, contienen información de la actividad eléctrica de las MU. Generalmente, se maneja un ancho de banda de 20 a 400 Hz y en algunas ocasiones hasta los 1000 Hz [52]. Una vez que la señal de SEMG contiene solamente la información de los músculos, se puede proseguir a la cuantificación de las características de la señal.

La cuantificación se refiere a extraer datos numéricos que definan a la señal de SEMG para su estudio. Esto se lleva a cabo a través de algoritmos de procesamiento de señales. Para lograrlo, se requiere que la señal analógica registrada por el dispositivo de adquisición se transforme a un valor digital mediante un convertidor analógico/digital. Posteriormente, mediante un *software* adecuado se prosigue al procesamiento de la señal [52]. En la literatura especializada se puede encontrar una gran cantidad de variables y técnicas para procesar la señal de SEMG [45]. Sin embargo, el análisis de la señal se puede realizar en el dominio del tiempo o de la frecuencia, lo que corresponde a obtener variables de amplitud y frecuencia, respectivamente. Las variables de amplitud permiten cuantificar la cantidad total de actividad muscular y, por ende, el esfuerzo del músculo. Entre las más estudiadas son la integral de la señal, la envolvente y el RMS, por mencionar algunas [51], [52]. Mientras que las variables de frecuencia son obtenidas a través del espectro de frecuencia de la señal, el cual muestra las frecuencias en las que las diferentes MU actúan y, con ello, diferenciar el tipo de fibras musculares que se activan durante la adquisición de la señal. A partir del espectro, se pueden extraer valores como la frecuencia media o mediana, las cuales son útiles en la evaluación de la fatiga muscular [52].

2.5. Dispositivo robótico de efector final: Robot-FC

En este trabajo de tesis se hizo uso de un sistema robótico de efector final llamado “Robot-FC”, construido en el Laboratorio de Robótica de la Facultad de Ciencias de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí, México. En la **Figura 2.10.A** se muestra este dispositivo. El Robot-FC se comunica con una computadora de trabajo a través de una tarjeta de control para permitir el intercambio de información y operar los actuadores del sistema robótico. El grupo de investigación ha desarrollado algunos algoritmos de control que se han probado experimentalmente con el Robot-FC y cuyos resultados se pueden consultar en [53], [54]. Uno de los algoritmos desarrollados consiste en un controlador adaptativo de impedancia que considera incertidumbre paramétrica cinemática y dinámica en el robot, que está soportado por un riguroso análisis de estabilidad. Este esquema de control permite el seguimiento de trayectorias, tanto en espacio libre como en tareas de interacción robot-entorno, lo que lo hace adecuado para terapias de rehabilitación física del miembro superior asistidas por robots [53]. Por esta razón, se decidió utilizar este esquema de control en nuestro estudio.

2.5.1. Diseño mecánico

El diseño mecánico del Robot-FC sigue una estructura de brazo robótico SCARA (*Selective Compliant Assembly Robot Arm*) con accionamiento paralelo de cuatro barras. Está compuesto por cuatro barras de aluminio, cuenta con 2 GDL y sus articulaciones activas son actuadas por dos servomotores SVM-220B (SureServo, Cumming, Estados Unidos) en conjunto con dos controladores SVA-2300 (SureServo, Cumming, Estados Unidos). Para la interacción con el usuario (paciente), el robot cuenta con un efector final al que puede sujetarse la mano del paciente y una mesa de trabajo [54].

2.5.1.1. Cinemática directa

En la **Figura 2.10.B** se presenta el diagrama cinemático de Robot-FC y como puede apreciarse trabaja únicamente en el plano horizontal. Las longitudes de los eslabones se denotan como $l_{r1}, l_{r2}, l_{r3}, l_{r4}$ y las articulaciones del robot como q_1, q_2 . Las ecuaciones de cinemática directa para el cálculo de la posición del efector final (x, y) respecto a las articulaciones q_1, q_2 están dadas por

$$x = l_{r1} \sin q_1 + l_{r2} \sin q_2 \quad (1)$$

$$y = -l_{r1} \cos q_1 - l_{r2} \cos q_2$$

donde $l_{r1} = 0.42 \text{ m}$ y $l_{r2} = 0.61 \text{ m}$ son las longitudes de los eslabones 1 y 2, respectivamente. Mientras que la matriz Jacobiana $J(\cdot)$ para el Robot-FC que representa la relación entre las velocidades articular y cartesiana, está dada por

$$J(q_1, q_2) = \begin{bmatrix} l_{r1} \cos q_1 & l_{r2} \cos q_2 \\ l_{r1} \sin q_1 & l_{r2} \sin q_2 \end{bmatrix} \quad (2)$$

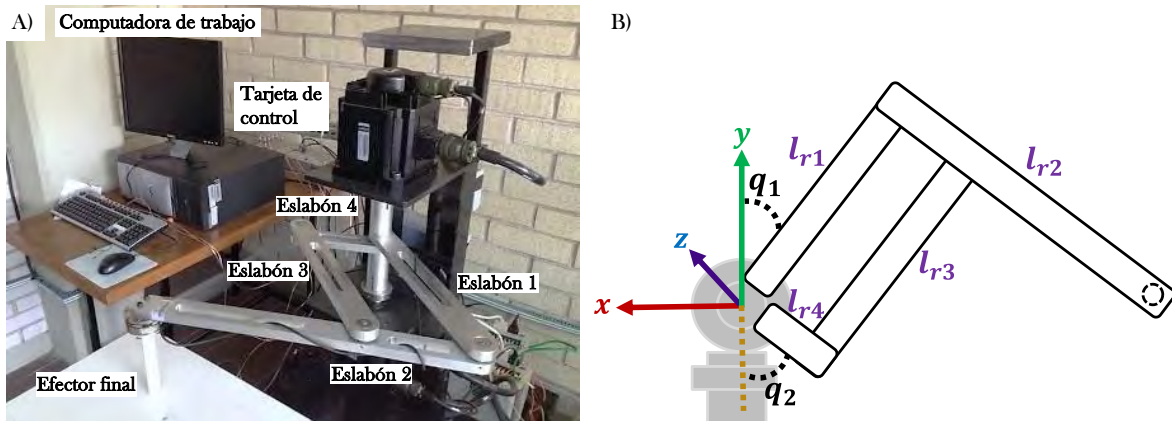


Figura 2.10. Robot-FC. A) Componentes del sistema robótico. B) Diseño mecánico.

Capítulo 3

Implementación del sistema de rehabilitación física para el hombro y codo

En los capítulos anteriores se abordó la importancia de los programas de rehabilitación para tratar los desórdenes musculoesqueléticos de la población actual; así como la anatomía, la fisiología y los movimientos del miembro superior en conjunto con los distintos tipos de terapias clínicas y los dispositivos robóticos que se han desarrollado con la finalidad de incorporar la tecnología para asistir los tratamientos de rehabilitación. En este capítulo de metodología se describe el desarrollo del sistema de rehabilitación robótica de hombro y codo, las adquisiciones de señales cinemáticas y fisiológicas y su procesamiento para la obtención de índices cuantitativos.

3.1. Plataforma experimental

En la **Figura 3.1** se presenta un diagrama de bloques que sintetiza la metodología seguida en este trabajo de investigación. Para estructurar el protocolo de evaluación cuantitativa se llevó a cabo una búsqueda bibliográfica de métricas cinemáticas y basadas en la señal de SEMG que pudieran dar información del desempeño del paciente durante la maniobra y manipulación del sistema robótico. De igual manera se definieron las trayectorias a seguir durante las sesiones de entrenamiento. La implementación del sistema de rehabilitación consiste en la integración del robot de efector final con un dispositivo de adquisición de SEMG y una interfaz gráfica de usuario (*graphical user interface*, GUI). Los detalles técnicos para lograr la integración y el funcionamiento del sistema robótico se detallan más adelante.



Figura 3.1. Diagrama a bloques de la metodología seguida durante el desarrollo del trabajo de investigación.

Es importante destacar que el trabajo fue realizado en conjunto con personal terapéutico. Se contó con la participación de la Licenciada en Fisioterapia María Paula Arce Espinosa, quien tuvo conocimiento del funcionamiento integrado del sistema robótico y del protocolo de investigación. Se establecieron sesiones de retroalimentación con la experta fisioterapeuta en donde se realizaron observaciones que, de acuerdo con su criterio profesional, son relevantes para ofrecer un tratamiento de rehabilitación adecuado. A partir de estas observaciones, se determinaron los criterios de inclusión para el reclutamiento de pacientes que pudieran participar en el protocolo de rehabilitación. Una vez definidos los detalles del protocolo de rehabilitación y realizado el reclutamiento de pacientes, se prosiguió con las pruebas experimentales.

Durante las pruebas experimentales se realizó la adquisición de los datos cinemáticos, por medio de los sensores del sistema robótico, y de las señales de SEMG. Finalmente, se realizó el procesamiento y análisis de los datos recolectados para la obtención de las métricas cinemáticas y basadas en SEMG. A continuación, se detallan los aspectos técnicos de la integración y el funcionamiento del sistema robótico para llevar a cabo el protocolo de rehabilitación.

3.1.1. Sistema de control adaptativo de impedancia

En años recientes, el uso de dispositivos robóticos ha sido dirigido hacia el desarrollo de aplicaciones cada vez más complejas, en donde la intervención de los humanos y su contacto con estos dispositivos se ha vuelto necesaria. Para garantizar la seguridad en las interacciones humano-robot, se requiere de algoritmos de control adecuados que permitan un comportamiento deseable y estable del robot. Generalmente, los esquemas de control de impedancia requieren del conocimiento de los parámetros y del modelo dinámico del sistema robótico. Por esta razón, se han propuesto diversos esquemas adaptativos de impedancia que sobrellevan la incertidumbre dinámica del sistema robótico empleando diferentes metodologías [53].

Previamente, nuestro grupo de investigación ha propuesto un controlador adaptativo de impedancia que opera bajo la presencia de incertidumbre en los parámetros cinemáticos y dinámicos del robot. Con este esquema es posible controlar movimientos tanto libres como restringidos y posee una serie de propiedades que garantizan su estabilidad en lazo cerrado. De manera que este esquema de control adaptativo resulta útil en el contexto de las terapias de rehabilitación asistidas por robots, ya que es posible realizar las sesiones de terapia activa (cuando el paciente aplica fuerza), y pasiva (cuando el paciente no aplica fuerza) debido a la habilidad de seguir trayectorias en espacios libres y restringidos [53].

Para este trabajo de tesis, se hizo uso de la implementación en el Robot-FC de este esquema de control adaptativo de impedancia. El control tiene una estructura de tipo proporcional-derivativo (PD) [53]. El esquema de control fue programado previamente por el grupo de investigación en la computadora de trabajo, haciendo uso de la tarjeta de control DS1104 (dSPACE Inc, Paderborn, Alemania) para generar las señales de control y leer la información de los sensores en tiempo real. En la **Figura 3.2** se representa en color en morado la implementación del esquema de control. El algoritmo de control se ejecuta a un periodo de muestreo de 1 ms [54]. A su vez, la interfaz

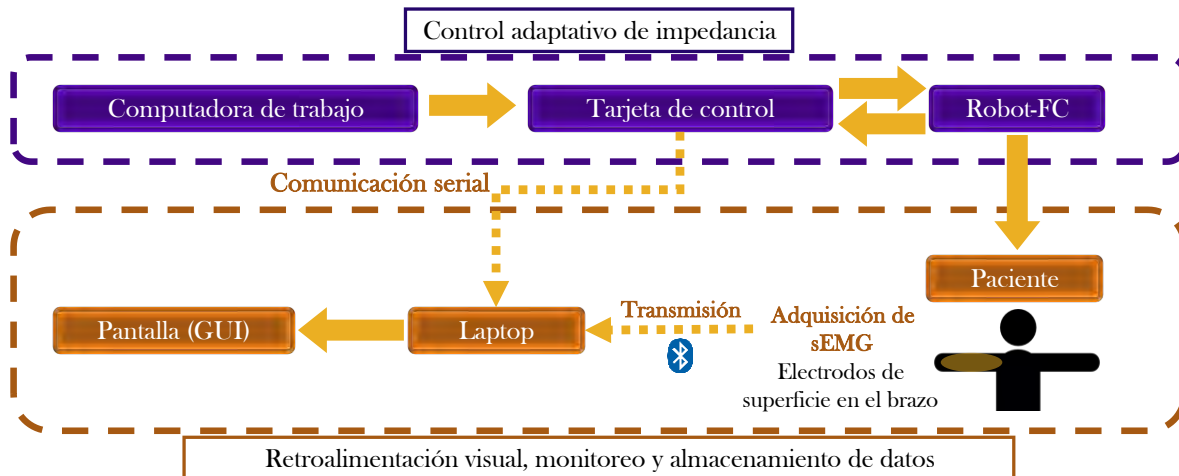


Figura 3.2. Esquema de la integración del sistema robótico de rehabilitación.

proporcionada por el software de dSPACE permite monitorear e interactuar con los parámetros del esquema de control y guardar variables de interés. A partir de estos desarrollos previos, en el presente proyecto se trabajó en la generación de trayectorias a seguir que pudieran ser favorables en una terapia de rehabilitación para el miembro superior.

3.1.2. Planeación de trayectorias

En las terapias de rehabilitación, se pretende que el paciente realice distintas tareas motrices que le ayuden a recuperar el movimiento funcional del miembro afectado. Además, se busca que el paciente lleve a cabo una gran cantidad de repeticiones de los ejercicios motrices para incrementar el éxito de la terapia. Los ejercicios son asignados por un fisioterapeuta de acuerdo con el estado del paciente y su patología [55]. Al incorporar sistemas robóticos para asistir la rehabilitación física de los miembros superiores, a estos dispositivos se le pueden asignar distintos propósitos dentro del tratamiento de rehabilitación, por ejemplo, el de recuperación y el de compensación.

El propósito de recuperación es el de mayor interés para este trabajo de investigación. Los sistemas enfocados a la recuperación pretenden devolver la capacidad del paciente para realizar una tarea utilizando mecanismos previamente empleados [56]. Como ejemplo de esto, está el sistema InMotion Arm y demás dispositivos comerciales previamente mencionados en la **Sección 2.3.2**. Los modos de operación bajo los cuales trabajan los dispositivos robóticos con este propósito son: activo, pasivo y activo-asistido, igualmente descritos en la **Sección 2.3**. En este trabajo de tesis, se utiliza la implementación del esquema de control adaptativo de impedancia para que actúe bajo un modo de operación activo-asistido. En esta modalidad guiada, el robot tiene como objetivo guiar al paciente cuando se desvía de la trayectoria predefinida usando como indicador el error para efectuar las estrategias correctivas [56].

En la literatura se encuentran trabajos que implementan distintas trayectorias para las terapias asistidas por sistemas robóticos de efector final. Algunas trayectorias utilizadas con mayor frecuencia son la circunferencia [57], el cuadrado [58] y figuras en forma de ocho [59]. El esquema de control del Robot-FC permite implementar trayectorias a través del uso de ecuaciones paramétricas [53]. Debido a la limitada variedad de trayectorias reportadas en la literatura especializada y la versatilidad

del esquema de control del robot, se sugirieron otras trayectorias a seguir que fueran de utilidad durante la terapia. Es importante destacar la retroalimentación por parte de la experta fisioterapeuta para la elección final de las trayectorias. Como resultado, se seleccionaron e implementaron seis trayectorias a seguir que, de acuerdo con la opinión fisioterapéutica, involucran movimientos que podrían ser beneficiosos para recuperar la funcionalidad del miembro superior, específicamente, en los movimientos del hombro y el codo.

En la **Tabla 3.1** se describen las ecuaciones paramétricas para las seis trayectorias seleccionadas y que se ilustran en la **Figura 3.3**, donde $x_o = [0 \ -0.65]^T$ m corresponde a la posición inicial cuando $t = 0$ s. La frecuencia angular w se escogió de manera arbitraria para cada trayectoria y fue aprobada bajo la consideración de la experta fisioterapeuta como una velocidad y ritmo adecuados para el paciente voluntario. Por otro lado, los radios R y r dependen de las medidas antropométricas del paciente voluntario y el rango de movimiento alcanzable. De acuerdo con la retroalimentación terapéutica, la amplitud de las trayectorias debe estar dentro del rango de movimiento permisible por el paciente para no ocasionarle dolor. En la **Tabla 3.2** se describen los parámetros de frecuencia angular y radios utilizados para cada trayectoria, cabe mencionar que los radios fueron seleccionados para contener las figuras dentro de un círculo de 10 cm de radio.

3.1.3. Interfaz gráfica de usuario

Una de las características básicas de los sistemas robóticos para rehabilitación es que incluyen retroalimentación visual a través de una pantalla, la cual muestra el desempeño sobre el rendimiento del paciente durante la sesión de terapia. Asimismo, se necesita de un programa que monitorea y recopila los datos de interés de la sesión [3]. Los dispositivos comerciales de efector final descritos en la **Sección 2.3.2** incluyen su propio software, ofreciendo gamificación terapéutica y

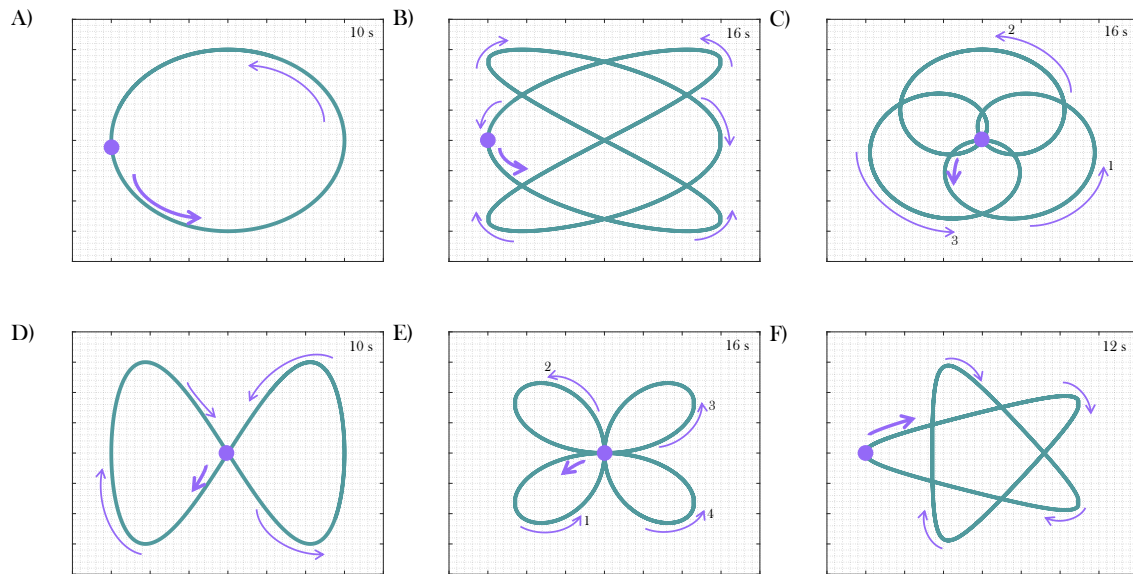


Figura 3.3. Trayectorias de seleccionadas. A-F) de 1 a 6, respectivamente. Se indica el flujo temporal iniciando con la flecha de mayor grosor, los puntos de inicio y fin, y el tiempo de duración.

Tabla 3.1. Ecuaciones paramétricas de las trayectorias de seguimiento.

Trayectoria	Ecuaciones paramétricas
1	$x_d(t) = \begin{bmatrix} x_{o1} + r \cos(wt) \\ x_{o2} + r \sin(wt) \end{bmatrix} \quad (3)$
2	$x_d(t) = \begin{bmatrix} x_{o1} + r \cos(3wt) \\ x_{o2} + r \sin(2wt) \end{bmatrix} \quad (4)$
3	$x_d(t) = \begin{bmatrix} x_{o1} + r \sin(3wt) \cos(5wt) \\ x_{o2} + r \sin(3wt) \sin(5wt) \end{bmatrix} \quad (5)$
4	$x_d(t) = \begin{bmatrix} x_{o1} + r \sin(wt) \\ x_{o2} + r \sin(2wt) \end{bmatrix} \quad (6)$
5	$x_d(t) = \begin{bmatrix} x_{o1} + r \sin(2wt) \cos(wt) \\ x_{o2} + r \sin(2wt) \sin(wt) \end{bmatrix} \quad (7)$
6	$x_d(t) = \begin{bmatrix} x_{o1} + r(R-r) \cos(wt) + R \cos\left(\left(\frac{R}{r} - 1\right)wt\right) \\ x_{o2} + r(R-r) \sin(wt) - R \sin\left(\left(\frac{R}{r} - 1\right)wt\right) \end{bmatrix} \quad (8)$

Tabla 3.2. Parámetros para las trayectorias de seleccionadas.

Trayectoria	Frecuencia angular w (rad/s)	Radio r (m)	Radio mayor R (m)
1	$\pi/5$	-0.100	-
2	$\pi/8$	-0.075	-
3	$\pi/5$	-0.100	-
4	$\pi/5$	-0.080	-
5	$\pi/8$	-0.100	-
6	$\pi/2$	-0.090	-0.15

retroalimentación visual. Incluso algunos incluyen retroalimentación auditiva hacia el paciente a través de pantallas inmersivas. Algunos dispositivos manejan pantallas adicionales dedicadas a los terapeutas, las cuales permiten configurar el dispositivo y supervisar la terapia, a la vez que se registran y guardan los datos de los movimientos del paciente [60]. Por este motivo, se desarrolló una interfaz gráfica de usuario (*graphical user interface*, GUI) para el Robot-FC que cumpliera con los mismos objetivos.

La GUI desarrollada muestra al paciente las trayectorias que debe realizar y permite el monitoreo y almacenamiento de los datos. En el esquema de la **Figura 3.2** se ilustra en color naranja

la parte correspondiente al desarrollo de la GUI. La GUI se maneja a través de una laptop y es mostrada en una pantalla que se coloca enfrente del paciente. A continuación se detalla el proceso de implementación de la GUI.

La GUI ofrece una retroalimentación visual de la trayectoria que el paciente debe realizar. Para ello, se necesita información de la posición deseada y posición actual del efector final del dispositivo robótico. La tarjeta de control DS1104 permite transmitir información a dispositivos externos a través de sus puertos seriales. Así que se implementó una comunicación serial entre la tarjeta de control y la laptop para transmitir la posición deseada (x_d) y la del efector final (x_e) obtenidas de la configuración del esquema de control. La transmisión de las variables de posición se realizó a través de la conexión entre el puerto RS232 de la tarjeta DS1104 y un módulo RS232 de Arduino Due (Arduino, Ivrea, Italia), que sirvió como interfaz para la comunicación serial hacia la laptop. Además, los datos son recibidos por medio del puerto USB de la laptop para su uso dentro de la GUI.

La GUI se desarrolló mediante Windows Form en lenguaje C++ usando el entorno de Visual Studio (Microsoft, Redmond, Estados Unidos). La aplicación lee los datos recibidos por el puerto USB y son mapeados para que correspondan al espacio en pixeles de la GUI. Además del monitoreo de los datos, la aplicación permite el almacenamiento de las posiciones transmitidas en archivos de texto (.txt). En la **Figura 3.4** se muestran algunas capturas de pantalla de la GUI desarrollada.

La aplicación cuenta con dos ventanas. En la primera ventana, mostrada en la **Figura 3.4.A**, se ingresan los siguientes datos del paciente: nombre, identificador de paciente y las medidas antropométricas del torso, brazo y antebrazo. Estos datos también se pueden guardar en un archivo de texto. En esta misma ventana se configura la amplitud del espacio de trabajo del paciente, al definir el radio del mismo. Mientras que los datos de fecha de adquisición y número de prueba se utilizan para generar automáticamente el nombre del archivo en donde se guarda la información de la sesión de terapia. En la segunda ventana se visualiza la GUI mostrada en la **Figura 3.4.B**. A la derecha de la pantalla se despliega la trayectoria a seguir y dos marcadores circulares. El marcador verde corresponde a la posición deseada y el marcador amarillo representa la posición del efector final. En el lado superior izquierdo se monitorea la actividad muscular, la cual es detallada en la **Sección 3.3.1**. Mientras que debajo de la gráfica de actividad muscular, se despliegan las coordenadas en metros de la posición del efector final y el nombre del archivo en donde se guardan las posiciones y la actividad muscular. La interfaz también cambia la trayectoria a seguir a través de las teclas numéricas 1 a 6.

3.2. Evaluación clínica cualitativa

La evaluación clínica cualitativa se llevó a cabo con el apoyo de una experta clínica en fisioterapia, esto con el fin de evaluar la movilidad de los posibles pacientes. Para este trabajo de investigación, se hizo uso solamente de escalas clínicas específicas, empleando tres escalas estandarizadas: 1) la escala de Ashworth modificada para medir la espasticidad del miembro superior; 2) la escala de Lovett modificada para medir la fuerza; y 3) la goniometría de los rangos de movimiento del hombro y el codo. La fisioterapeuta llevó a cabo la evaluación terapéutica del paciente en distintas etapas del programa de rehabilitación: inicial, intermedia y final; para obtener los valores de las escalas

3. Implementación del sistema de rehabilitación física para el hombro y codo

seleccionadas. Con estos índices se evalúo el desempeño del paciente y su progreso a lo largo de las sesiones de terapia.

A)

REHABILITACIÓN
PARA MIEMBROS SUPERIORES
CON ROBOTFC

Datos del usuario

Nombre:

Participante:

Medidas antropométricas

Torso (cm):

Brazo (cm):

Antebrazo (cm):

Radio (cm):

Fecha de adquisición

Fecha: 14-08-2023

Prueba:

Guardar

Iniciar

B)



Figura 3.4. Interfaz gráfica de usuario para la retroalimentación visual. A) Ventana de inicio. B) Ventana de seguimiento visual.

En la literatura científica se ha reportado que las escalas mencionadas anteriormente reflejan la mejoría de los pacientes en el tratamiento de las deficiencias motoras y que acuden a terapia asistida con dispositivos robóticos. Algunas de las mejorías reportadas son: aumento en la fuerza del miembro superior, disminución de la espasticidad en diferentes músculos del brazo y el antebrazo [61] y aumento en el rango de movimiento activo en las articulaciones del miembro superior [62]. Por lo que se esperaba obtener las mismas tendencias a partir de la evaluación terapéutica con las escalas seleccionadas.

En la evaluación de la espasticidad, a través de la escala de Ashworth modificada, se obtiene el puntaje considerando la extremidad afectada completa; es decir, no se hace alguna distinción entre los músculos. Mientras que en el caso de los rangos de movimiento activo (*range of motion*, ROM), se utilizó goniometría observacional para los movimientos de flexión-extensión y abducción del hombro y flexión-extensión del codo.

3.3. Evaluación cuantitativa

Uno de los aspectos de mayor interés en el uso de dispositivos robóticos es hacer frente a los inconvenientes que se presentan en las evaluaciones cualitativas. La evaluación clínica debe ser realizada por un profesional de la salud, a través de la observación de los movimientos del paciente. Debido a esto, la evaluación clínica es de carácter subjetivo. A diferencia de los dispositivos robóticos que, a través del uso de sensores, permiten una caracterización y cuantificación de la evolución del desempeño motor a través del tiempo [29].

Los robots para rehabilitación son herramientas de evaluación notablemente buenas, ya que permiten una cuantificación precisa del movimiento de las extremidades superiores [29]. La mayoría de los sistemas robóticos incluyen sensores que miden y registran información cinemática y cinética durante el movimiento del miembro superior [9]. Por otro lado, se ha investigado el uso de la señal eléctrica de los músculos en la rehabilitación basada en robots, como otra alternativa para el desarrollo de esquemas de control y la evaluación de la recuperación funcional del miembro superior [63]. Por esta razón, en este trabajo se estudian la cinemática del movimiento y la actividad eléctrica de los músculos como métodos de evaluación cuantitativa de la recuperación motora, en terapias de rehabilitación asistida por dispositivos robóticos.

3.3.1. Índices cuantitativos de la actividad muscular

En el presente trabajo se realizó la adquisición del SEMG en los músculos del miembro superior, debido a que es el método más usado en la práctica clínica por no requerir de procedimientos invasivos. Se adquirió la actividad de los principales músculos involucrados en los movimientos del codo y el hombro: bíceps braquial (BIC), tríceps braquial (TRI), deltoides anterior (DEA) y deltoides posterior (DEP). Se limpió la zona con alcohol (etílico e isopropílico al 72%) y se colocaron pares de electrodos adhesivos estándar de Ag/AgCl (Bioprotech, Corea) en los músculos de interés, de acuerdo con la guía del SENIAM ilustrada en la **Figura 3.5** [64].

La señal de SEMG se adquirió con el dispositivo Biosignals Plux (Plux Biosignals, Lisboa, Portugal) que cuenta con cuatro puertos de entrada analógicos y un puerto a tierra para permitir la

adquisición multicanal de SEMG. Se hizo uso de cuatro sensores de EMG que cuentan con configuración bipolar, ganancia de amplificación de 1,000 y ancho de banda de 25-500 Hz; además de un cable a tierra conectado al codo del paciente. La adquisición se realizó a una frecuencia de muestreo de 1,000 Hz y con resolución de 16 bits. El sistema transmite los datos vía Bluetooth hacia la laptop, como se muestra en la **Figura 3.2**. Mientras que las herramientas de desarrollo proporcionadas por Plux Biosignals fueron empleadas para adquirir los datos en la aplicación de la interfaz, mostrarlos en la GUI y guardarlos en archivos de texto [65].

La señal de SEMG puede ser procesada en el dominio del tiempo o en el dominio de la frecuencia. El procesamiento de la señal en el dominio del tiempo requiere de poca complejidad computacional, por lo que suele preferirse a primera instancia en la mayoría de las investigaciones. A partir del procesamiento, se extraen diversas características que permiten analizar la actividad muscular. La señal de SEMG debe ser preprocesada antes de la extracción de características [7]. El preprocesamiento y la extracción de características se realizaron fuera de línea siguiendo las recomendaciones encontradas en la literatura [66]–[68].

El software MATLAB v2020b (MathWorks, Natick, Estados Unidos) fue utilizado para el preprocesamiento y la extracción de características. El preprocesamiento para obtener la envolvente de la señal de SEMG consistió en un filtrado de 20 a 400 Hz con un filtro Butterworth pasabanda de orden 4, la rectificación de onda completa y un filtrado a 10 Hz con un filtro Butterworth pasa-bajas de orden 4 [67]. Las características más estudiadas de la señal de SEMG en los programas de rehabilitación robótica son el Índice de co-contracción (ICC) y el nivel de activación muscular [11], [69].

3.3.1.1. Nivel de activación

El nivel de activación de la señal de SEMG se calcula como la media de la envolvente de la señal de SEMG en cada músculo de interés y está dado por

$$\overline{EMG}_i = \frac{1}{T} \int_0^T SEMG_{env_i}(t) dt \quad (9)$$

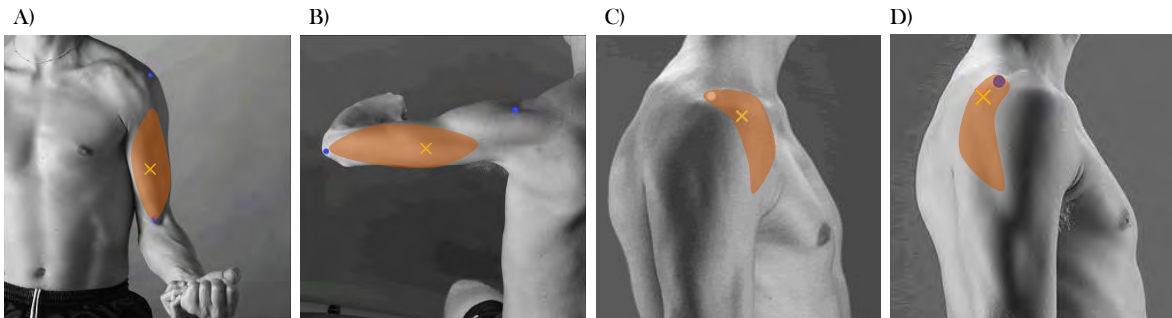


Figura 3.5. Colocación de los electrodos en los músculos de interés. A) Bíceps braquial. B) Tríceps braquial. C) Deltoides anterior. D) Deltoides posterior. Modificada de [64].

donde $\overline{EMG}_i$ es el nivel de activación de la envolvente de la señal $SEMGenv_i$ del músculo i (donde i es bíceps braquial, tríceps braquial, deltoides anterior y posterior) y durante el tiempo total T . La envolvente se obtiene al realizar el preprocesamiento de la señal como se mencionó previamente.

3.3.1.2. Índice de co-contracción (ICC)

El ICC mide el nivel de contracción simultánea o superposición entre pares de músculos agonista – antagonista durante la ejecución de un movimiento. La co-contracción ha sido considerada como la causa de movimiento ineficiente y que produce un costo metabólico elevado [67]. El valor del ICC varía de 0 (no superposición) a 100 (total superposición). Existen diferentes técnicas para el cálculo del ICC, como el de Falconer y Winter o el ‘fijado’ que es de acuerdo con la actividad agonista/antagonista [66]. Para este trabajo, se eligió el método propuesto por Frost y que está dado por

$$ICC_{ij} = \frac{1}{T} \int_0^T A_{ij}(t) dt \quad (10)$$

donde A_{ij} es la actividad superpuesta de la envolvente de la señal de SEMG en los músculos i y j (es decir, $\min[SEMGenv_i(t), SEMGenv_j(t)]$, donde i es bíceps braquial y deltoides anterior, y j es tríceps braquial y deltoides posterior durante el intervalo T de la señal [11], [67]. El método de Frost fue utilizado debido a que es el más implementado en el análisis de la actividad muscular con dispositivos robóticos [11].

En el presente trabajo, se calcularon el nivel de activación y el ICC normalizados para evaluar cuantitativamente los cambios en la función motora durante el programa de entrenamiento. La envolvente de la señal de SEMG de cada músculo se normalizó con las máximas contracciones voluntarias (MCV), ilustradas en la **Figura 3.6**, para posteriormente realizar los cálculos del nivel de activación y el ICC. Debe observarse una reducción en los niveles de activación y el ICC durante las sesiones de entrenamiento en los músculos de interés, de acuerdo con lo reportado en trabajos similares [11], [69].

3.3.2. Índices cuantitativos de tipo cinemático

Los sistemas robóticos permiten el monitoreo y registro de parámetros cinemáticos y dinámicos de las maniobras realizadas en las terapias asistidas por estos dispositivos. Usualmente, estos parámetros

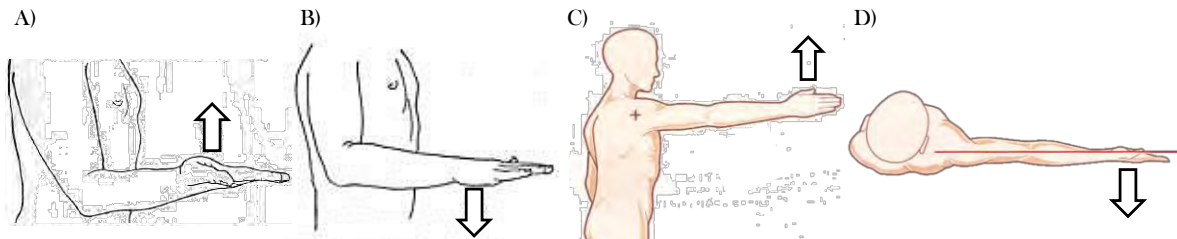


Figura 3.6. Movimientos para obtener las máximas contracciones voluntarias por músculo. A) Bíceps braquial. B) Tríceps braquial. C) Deltoides anterior. D) Deltoides posterior. Modificada de [17].

son los más utilizados para cuantificar la evolución motora en los pacientes, ya que se suelen incluir durante el desarrollo de los dispositivos robóticos. A partir de su registro, se calculan índices que pretenden reflejar de manera objetiva los cambios en el progreso de recuperación de los miembros afectados. En la literatura existe una gran cantidad de índices propuestos a partir de los parámetros cinemáticos y dinámicos [29], sin embargo, el presente estudio se enfoca en el análisis cinemático solamente.

Es importante considerar que en la literatura se denominan las mismas métricas con diferentes nombres, por lo que en este trabajo se tomó como referencia la revisión hecha por De los Reyes Guzmán et al. [9]. Debido a la gran cantidad de índices propuestos en la literatura, para nuestra investigación se seleccionaron los reportados como los más sensibles al cambio en tareas de seguimiento de trayectorias. Los índices se pueden agrupar de acuerdo con la característica del movimiento que se desea cuantificar.

- **Velocidad de movimiento:** para la evaluación de esta característica, los parámetros usados con mayor frecuencia son las velocidades media y máxima (en m/s) del efector final del dispositivo robótico. Las personas que tienen algún trastorno neuromuscular presentan varios picos en el perfil de velocidad al realizar un movimiento, a comparación de los sujetos sanos [9]. A medida que avanza el proceso de terapia, se espera que las velocidades media y máxima del paciente se aproximen a las velocidades realizadas por los sujetos sanos o a las ideales de acuerdo con las ecuaciones de la trayectoria ideal. Las velocidades son calculadas a partir de la primera derivada de las coordenadas (x, y) .
- **Eficiencia del movimiento:** se mide a través de la relación de longitud (RL), calculada como la relación entre la longitud de la trayectoria real del paciente (L_{TR}) y la longitud de la trayectoria deseada (L_{TD}) dada por

$$RL = \frac{L_{TR}}{L_{TD}} \quad (11)$$

Se considera que un movimiento eficiente es aquel que se dirige directamente hacia el objetivo sin trayectorias anormales, por lo que un resultado cercano a 1 es representativo de un movimiento saludable. Los pacientes tienden a ejecutar trayectorias más curvas y largas durante el movimiento resultando en valores mayores a 1 [10]. Se espera que el valor de RL se aproxime a 1 conforme las sesiones de terapia avanzan. Las longitudes se calcularon sumando las distancias de las coordenadas (x, y) reales y deseadas.

- **Desviación del movimiento:** es una medida de la calidad del movimiento en términos de la desviación del movimiento real del paciente respecto a la trayectoria deseada. Se mide a través de la precisión (P , en m), también llamado como “error de seguimiento”. El cálculo se realiza como la media de la distancia Euclidiana ($|d_i|$) entre la longitud (N) de la trayectoria real y la deseada.

$$P = \frac{\sum_{i=1}^N |d_i|}{N} \quad (12)$$

Cuando este parámetro se aproxima a cero, la precisión del movimiento es mayor e indica una mejora en la ejecución motora [9]. Se espera una disminución en este parámetro a lo largo de las sesiones de entrenamiento.

- **Suavidad del movimiento:** esta característica es evaluada por medio de tres índices a través del perfil de velocidad, como se describe a continuación.
 - **Número de picos en el perfil de velocidad:** cuenta los máximos en el perfil de velocidad durante el movimiento sobre toda la trayectoria seguida por el paciente. Los pacientes con desórdenes de movimiento presentan un mayor número de picos en la velocidad, dando como resultado un movimiento menos suave. Si ocurre alguna recuperación motora, en el perfil de velocidad se obtienen menos picos como resultado de un movimiento más suave [5], [70]. A lo largo del proceso de terapia, se espera que este parámetro se acerque a los parámetros de los sujetos sanos o al perfil de velocidad ideal de la trayectoria deseada.
 - **Relación de velocidad media – máxima (Rv):** describe la ejecución del movimiento mediante la relación entre las velocidades media y máxima, de manera que

$$Rv = \frac{v_{media}}{v_{máxima}} \quad (13)$$

En presencia de desórdenes del movimiento, esta métrica detecta alteraciones durante los patrones de movimiento relacionados a periodos de aceleración y desaceleración, aunque es más evidente en movimientos donde el paciente alcanza un punto a otro a través de una línea recta [9]. A medida que avanza el proceso de rehabilitación, este parámetro debe acercarse a los parámetros de los sujetos sanos o a las velocidades ideales de la trayectoria deseada.

- **Diferencia entre las velocidades máximas y mínimas (en m/s) en el perfil de velocidad:** es la diferencia entre los máximos y mínimos locales en el perfil de velocidad, durante el movimiento y sobre toda la trayectoria [5], [70]. De igual manera, se espera que este parámetro se acerque a los parámetros de los sujetos sanos o a las velocidades ideales de la trayectoria.

Los datos cinemáticos del Robot-FC; i.e., las coordenadas (x, y) del efector final y de las trayectorias deseadas; se guardaron en la computadora de trabajo a través de la interfaz del software de dSPACE. La implementación de los índices cinemáticos, al igual que los índices basados en la señal de SEMG, se realizó en MATLAB v2020b. La selección de parámetros cinemáticos y fisiológicos permiten una evaluación objetiva de la recuperación motora en pacientes con discapacidades neuromusculares.

3.3.3. Análisis estadístico

El análisis estadístico fue realizado, de igual manera, en MATLAB v2020b. Con este fin, se realizó el cálculo de las métricas cinemáticas y de la actividad muscular, para cada ciclo completado de las trayectorias realizadas en cada prueba a lo largo de las sesiones de entrenamiento. La normalidad de los datos fue evaluada mediante el análisis de histogramas y a través de la función *normalitytest.m*

[71] que provee del estadístico (muestral) y el p -valor de diversas pruebas de normalidad, de las cuales, se utilizó la prueba Lilliefors, con la finalidad de determinar el tipo de pruebas estadísticas a utilizar. Las métricas cinemáticas y de la actividad muscular, a lo largo de las sesiones, fueron analizadas mediante la prueba de Kruskal-Wallis con *post hoc* de Dunn para evaluar la variación de las métricas durante el programa de entrenamiento.

Adicionalmente, se comparó el desempeño del paciente frente al de un voluntario sano, con la finalidad de estudiar las diferencias entre ambos y el posible efecto del entrenamiento con el dispositivo robótico en el paciente voluntario. Para ello, se analizaron las funciones de distribución acumulativas de las métricas cinemáticas calculadas (a partir de la frecuencia acumulada de los datos cinemáticos y utilizando la función *ecdf.m* de *Statistics and Machine Learning Toolbox*) y los patrones de activación muscular y de co-contracción, tanto del paciente como del voluntario sano. Las diferencias en las métricas cinemáticas entre el paciente voluntario y el voluntario sano fueron analizadas a través de la distancia vertical normalizada de Kolmorov-Smirnov (KS) para dos muestras, en donde 1 significa que no hay similitud entre dos funciones de distribución, mientras que 0 significa representa una coincidencia entre ellas, por lo tanto, se espera que el estadístico KS se aproxime a este valor. Mientras que para el análisis de los patrones musculares, se calculó la similitud entre las señales obtenidas del paciente voluntario (A) y del voluntario sano (B) del músculo i (bíceps braquial, tríceps braquial, deltoides anterior y deltoides posterior) dada por

$$similitud = \frac{\sum_{i=1}^n A_i B_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^n A_i^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n B_i^2}} \quad (14)$$

Se espera que la similitud se aproxime a uno al concluir la terapia. Finalmente, se analizó la correlación de las métricas cinemáticas y de actividad muscular con las escalas clínicas. El objetivo principal de investigar esta correlación es para validar las métricas estudiadas y su factibilidad para ser utilizadas como medidas para la evaluación del deterioro y la función motora. La correlación con las métricas cinemáticas se realizó a través de la correlación de Spearman. Para interpretar el coeficiente correlación (r) se utilizó la siguiente escala: a) correlación muy alta (negativa o positiva) si $|r| \geq 0.9$ b) correlación alta (negativa o positiva) si $0.7 \leq |r| < 0.9$; c) correlación media (negativa o positiva) si $0.5 \leq |r| < 0.7$; d) correlación baja (negativa o positiva) si $0.3 \leq |r| < 0.5$; e) correlación muy baja o nula (negativa o positiva) si $|r| \leq 0.3$. Es importante indicar que en todas las pruebas estadísticas mencionadas se escogió un nivel de significancia estadística $\alpha = 0.05$.

3.4. Protocolo de entrenamiento

Las terapias asistidas por dispositivos robóticos son una forma innovadora de rehabilitación física que permite una gran repetición de movimientos y una alta intensidad. Estos dos aspectos son esenciales en los programas de rehabilitación física en pacientes con desórdenes neuromusculares. Numerosos estudios clínicos han demostrado cambios y mejoras en el desempeño motor como resultado de un entrenamiento intensivo con dispositivos robóticos. La intensidad de la terapia está caracterizada por la frecuencia de las sesiones de entrenamiento, la duración tanto de las sesiones como del programa de entrenamiento y el número de repeticiones que se alcanzan en una sesión. Sin

embargo, en la literatura científica aún existe cierta heterogeneidad para determinar qué aspecto de la intensidad es el más relevante para observar una posible recuperación del paciente [29]. Por tal motivo, se tomaron como base los trabajos de investigación sobre terapias de rehabilitación robótica similares a este trabajo de investigación y el juicio clínico de la fisioterapeuta, para establecer el protocolo de rehabilitación robótica para los miembros superiores.

El programa de entrenamiento se llevó a cabo con el dispositivo robótico de efector final Robot-FC, en el laboratorio de Robótica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí. Se realizó la invitación a sujetos sanos para participar como voluntarios durante la implementación y puesta en marcha del sistema de rehabilitación. Una vez que se finalizó la integración del sistema, solamente un voluntario sano participó como control. El criterio de inclusión para el paciente fue el siguiente:

- Presentar algún grado de discapacidad o limitación en la movilidad del miembro superior debido a alguna intervención quirúrgica, lesión, accidente o condición neurológica,
- Ser mayor de 18 años,
- No presentar dolor en los miembros superiores,
- No contar con un déficit cognitivo evidente que le impida entender y consentir el procedimiento,
- Capacidad para caminar de manera independiente y mantener la postura sentada sin dificultad,
- Tener suficiente rango de movimiento para realizar tareas en el plano horizontal con el Robot-FC,
- No tener contraindicación para recibir algún tipo de terapia física.

Se excluye a pacientes con marcapasos, historial de epilepsia, cualquier condición mental que le impida dar su consentimiento o que tengan prohibido el movimiento físico en la extremidad afectada. Previo al inicio del programa, a los voluntarios (tanto pacientes como sujetos sanos) se les solicitó firmar una carta de consentimiento informado que autoriza su participación, de acuerdo con los lineamientos éticos de la declaración de Helsinki (ver **Sección 3.4.1**).

El programa de rehabilitación completo consistió en con 24 sesiones de entrenamiento. De acuerdo con lo solicitado por la experta fisioterapeuta que colaboró en este proyecto, se estableció la frecuencia de terapia de al menos tres sesiones a la semana con un máximo de cuatro sesiones, a lo largo de 7 semanas consecutivas. Cada sesión de entrenamiento tuvo una duración de 1.5 horas. Se realizó una evaluación terapéutica conducida por la experta fisioterapeuta antes de iniciar el programa de entrenamiento, a la mitad (al finalizar la sesión 12) y al final (después de la sesión 24). Es importante recordar que los índices clínicos se utilizaron para evaluar la fuerza muscular a través de la escala de Lovett modificada, la espasticidad a través de la escala de Ashworth y el rango de movimiento por medio de la observación empírica. Mientras que durante las sesiones de entrenamiento, se le pidió al usuario realizar las trayectorias deseadas en el plano transversal sobre la mesa de trabajo y de manera repetitiva con el Robot-FC, mientras obtiene retroalimentación visual mediante la GUI.

Los voluntarios fueron sentados frente al robot y la mesa de trabajo, se ajustó la posición para que el antebrazo descansara sobre la mesa. También se utilizó un soporte que mantiene el torso de los voluntarios en contacto con el respaldo de la silla, de tal manera que sólo se manibre con el brazo. De igual manera, se contó con una venda que soporta la articulación de la muñeca, con la finalidad de facilitar el agarre del efector final del dispositivo robótico. Frente al paciente, se colocó un monitor en la parte superior del robot para mostrar la GUI, como medio de retroalimentación visual. En la **Figura 3.7** se representa la ubicación del paciente y el espacio de trabajo con el dispositivo robótico.

Durante cada sesión, se obtuvo la señal de SEMG de los músculos de interés para el movimiento del hombro y el codo, así como de los datos cinemáticos del Robot-FC. Para ello, cada sesión de entrenamiento consistió en los siguientes pasos:

- I. Colocación de los electrodos en los músculos de interés en el paciente o sujeto sano voluntarios.
- II. Adquisición de la actividad eléctrica de los músculos durante 10 segundos con el brazo relajado sin realizar algún movimiento.
- III. Adquisición de la actividad eléctrica de los músculos realizando las MCVs (ver **Figura 3.6**) durante 5 segundos, mientras una persona externa inmoviliza el brazo y el antebrazo, con un descanso de 2 minutos entre cada una.
- IV. Se llevaron a cabo 12 pruebas en donde el paciente realizó el seguimiento de tres trayectorias con la asistencia del dispositivo robótico. Entre cada prueba, se descansa durante 15 a 30 segundos. En cada prueba, se trabajó con un esquema de repeticiones propuesto por la experta clínica, con la finalidad de entrenar la resistencia muscular de los pacientes. Con cada trayectoria se siguió el siguiente esquema: 1) 6 repeticiones con resistencia media, 2) 8 repeticiones con resistencia baja, 3) 10 repeticiones con resistencia alta, y 4) 12 repeticiones con resistencia media. La resistencia se varió a través de los parámetros del controlador del Robot-FC, tomando valores arbitrarios y probados de manera empírica. Para establecer los valores, se tomó como referencia inicial el valor de ganancia del controlador del RobotFC propuesto en [53]. Posteriormente, se estableció un valor máximo y que permitiera, en la

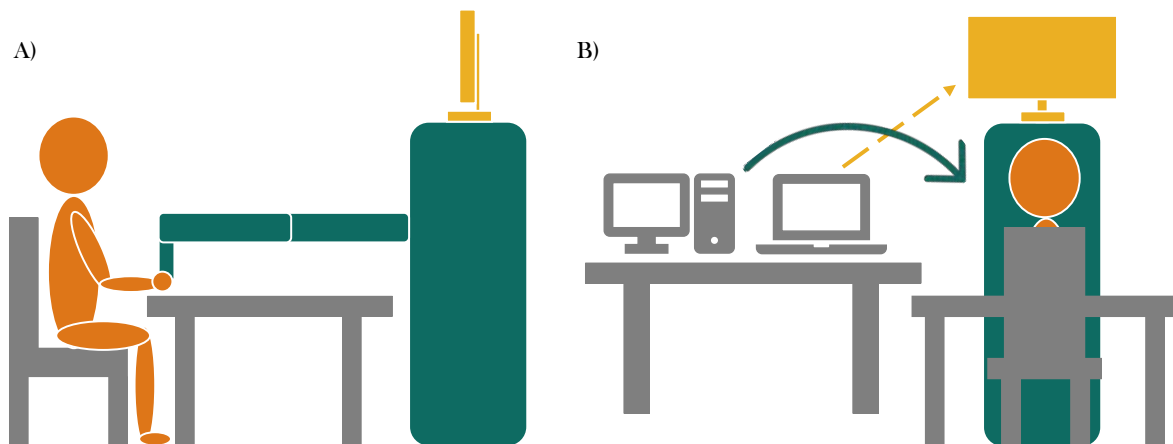


Figura 3.7. Esquema del espacio de trabajo con el dispositivo robótico (en verde), el monitor (en amarillo), las computadoras de trabajo (en gris); y la postura inicial del paciente (en naranja). A) Vista lateral. B) Vista frontal.

práctica, un comportamiento estable del dispositivo robótico. A partir de esto, se determinó un conjunto de tres valores cercanos al valor de referencia y menores al máximo.

Durante el protocolo de rehabilitación, se trabajó con las primeras tres trayectorias en las sesiones 1 a 12, las cuales se denotan como A), B) y C) en la **Figura 3.3**. Posteriormente, se utilizaron las trayectorias D), E) y F) para las sesiones 13 a 24. Esto con el objetivo de evitar la memoria muscular y que la terapia fuera un reto para el paciente, de acuerdo con las retroalimentaciones de la fisioterapeuta. Los datos cinemáticos y de la actividad muscular fueron procesados fuera de línea para el cálculo de los índices cuantitativos y evaluar la evolución de la función motora.

3.4.1. Consentimiento informado

Para ejercer el respeto a la autonomía de las personas que participarían como voluntarios en las pruebas para experimentales, se elaboró una carta de consentimiento informado. Este documento consta de dos partes: a) el derecho a la información y, b) la libertad de elección. El consentimiento informado se dicta obligatorio en la Ley General de Salud, Reglamento de la Ley General de Salud, Leyes Estatales de Salud, Reglamento de Servicios Médicos del IMSS, Normas Oficiales Mexicanas, Comisión Nacional de Certificación de Establecimientos de Salud y Cartas de los Derechos de los Pacientes (CONAMED) [72]; las cuales basan su contenido en la Declaración de Helsinki [73]. La Declaración de Helsinki fue promulgada por la Asociación Médica Mundial (AMM), como una propuesta de principios éticos para investigación médica en seres humanos [74]. De acuerdo con estos principios y con documentos plantilla de instituciones como el Instituto de Matemáticas de la UNAM [75] y el Instituto Nacional de Rehabilitación de la Secretaría de Salud [76], se redactó la carta de consentimiento informado con las especificaciones de este proyecto. La carta detalla el objetivo, el procedimiento del proyecto de investigación y algunas preguntas que aclaran la participación voluntaria en la investigación. En el **Anexo A** se presenta la carta de consentimiento informado presentada a los participantes de este proyecto.

Capítulo 4

Resultados experimentales y discusión

Las terapias de rehabilitación física asistidas por dispositivos robóticos suponen una alternativa a las terapias tradicionales, las cuales permiten proveer de información cuantitativa que le brinde a la comunidad médica evidencia acerca de los mecanismos de recuperación motora. Debido a la variedad de métricas cuantitativas propuestas en la literatura científica, así como de las metodologías de programas de entrenamiento con dispositivos robóticos, sigue siendo necesario estudiar qué índices aportan información útil. En este capítulo se presentan los resultados obtenidos del seguimiento de un paciente voluntario que participó en el programa de entrenamiento y se realiza la evaluación cuantitativa a través de los índices seleccionados para este trabajo de investigación, así como la evaluación cualitativa clínica realizada por el personal de apoyo. Asimismo, se presenta un análisis comparativo del desempeño del paciente voluntario frente al de un voluntario sano. A lo largo de este capítulo se discuten los resultados obtenidos con lo reportado en trabajos similares del estado del arte.

De acuerdo con los objetivos y la metodología descrita con anterioridad, se realizó el seguimiento del proceso de rehabilitación de un paciente voluntario con antecedente de lesión neurológica, con deficiencia motora en el miembro superior derecho (hombre, edad = 28 años diagnosticado desde los 10 años). De igual manera, se contó con la participación de un voluntario sano (hombre, edad = 35 años) para estudiar las diferencias en el desempeño motor respecto al paciente voluntario. Se les informó el objetivo del trabajo de investigación y se les pidió firmar la carta de consentimiento informado. El voluntario sano, referido también como control, participó en dos sesiones en donde se realizaron las 6 trayectorias seleccionadas para el protocolo de entrenamiento. Mientras que el paciente voluntario participó en las 24 sesiones planificadas en el

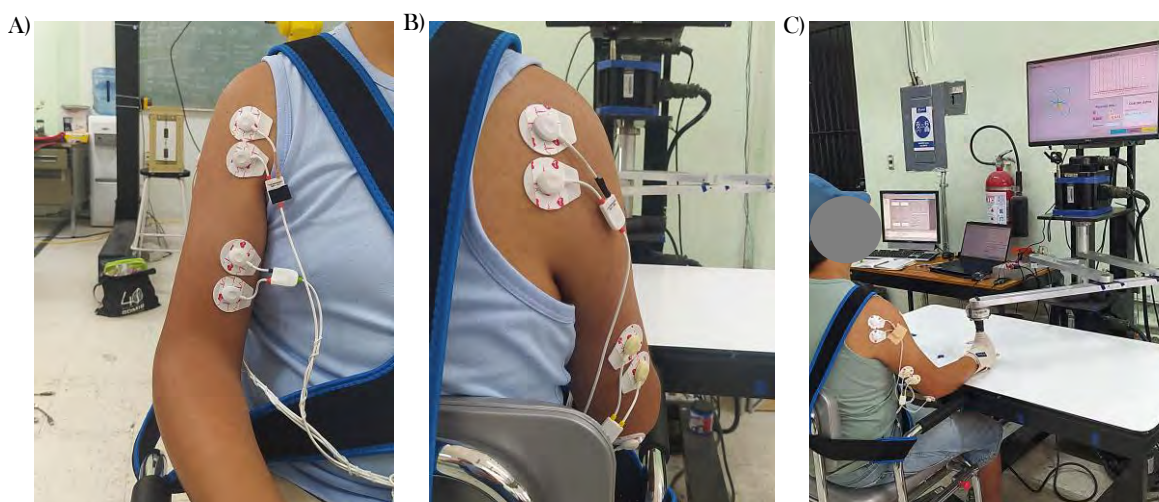


Figura 4.1. Paciente voluntario durante el programa de entrenamiento. Colocación de electrodos en los músculos A) bíceps braquial y deltoides anterior y B) tríceps braquial y deltoides posterior. C) Ejemplo de una sesión de entrenamiento.

Tabla 4.1. Descripción antropométrica de los participantes.

Participante	Longitud (m)		
	Torso	Brazo	Antebrazo
Control	0.53	0.36	0.29
Paciente	0.41	0.27	0.22

programa establecido por la colaboradora experta en fisioterapia. En la **Tabla 4.1** se presentan algunas dimensiones antropométricas de los participantes voluntarios respecto al torso, brazo y antebrazo.

El programa de entrenamiento contó con tres evaluaciones clínicas (inicial, intermedia y final) y puede ser dividido en dos bloques. El primer bloque corresponde a las sesiones 1 a 12, en donde se realizó el seguimiento de las trayectorias 1, 2 y 3 (ver **Figura 3.3.A-C**). Durante este bloque, se trabajó con tres valores de rigidez para el control del robot (k_p igual a 2500, 3500 y 4500, respectivamente) considerados como resistencia baja, media y alta. Antes de iniciar el primer bloque de entrenamiento, se realizó la evaluación clínica inicial y al terminar el primer bloque se realizó la evaluación intermedia. Uno de los propósitos de la evaluación intermedia fue obtener una retroalimentación acerca del rendimiento del paciente voluntario. En esta evaluación, debido al desempeño satisfactorio del paciente, se decidió aumentar la dificultad mediante el aumento de resistencia y cambio de trayectorias para evitar la memoria muscular. Por lo tanto, en el segundo bloque de entrenamiento, se realizó el seguimiento de las trayectorias 4, 5 y 6 (ver **Figura 3.3.D-F**) para las sesiones 13 a 24. En cuanto al cambio de resistencia, se incrementó un nivel con respecto al primer bloque de entrenamiento; i.e., la resistencia media del primer bloque se consideró como la resistencia baja del segundo bloque, la resistencia alta del primer bloque como la media del segundo y se seleccionó una resistencia extra como alta ($k_p = 5500$) para el segundo bloque. Al concluir el programa se tuvo la evaluación clínica final. En la **Figura 4.1** se muestra al paciente voluntario durante una sesión de entrenamiento y la colocación de electrodos de acuerdo con lo descrito en la **Sección 3.4**, los soportes de torso y de muñeca y la GUI para la retroalimentación visual.

4.1. Desempeño durante el programa de rehabilitación

El seguimiento del paciente voluntario durante las 24 sesiones del programa de entrenamiento se realizó a lo largo de 8 semanas consecutivas. Cada sesión de entrenamiento tuvo una duración de 1.5 horas y representan un total de 36 horas trabajadas a lo largo del programa. Se tuvo un promedio de 3 sesiones por semana. De acuerdo con el esquema de entrenamiento, en cada sesión se obtuvieron 12 pruebas o registros que, a su vez, contienen 36 ciclos de cada trayectoria. Es decir, al final del programa de entrenamiento para el paciente voluntario se tuvieron 288 registros que contienen 432 ciclos de cada trayectoria. Mientras que para el voluntario sano se obtuvieron 24 registros con 36 ciclos de cada trayectoria.

En la **Figura 4.2** y la **Figura 4.3** se muestra el desempeño de los participantes voluntarios al realizar las trayectorias 1 a 3 y 4 a 6, respectivamente, durante la prueba de 12 repeticiones con una resistencia alta. En la columna izquierda en ambas figuras, se presentan las trayectorias realizadas por el voluntario sano (en azul) y se observa que los movimientos son relativamente precisos a lo largo

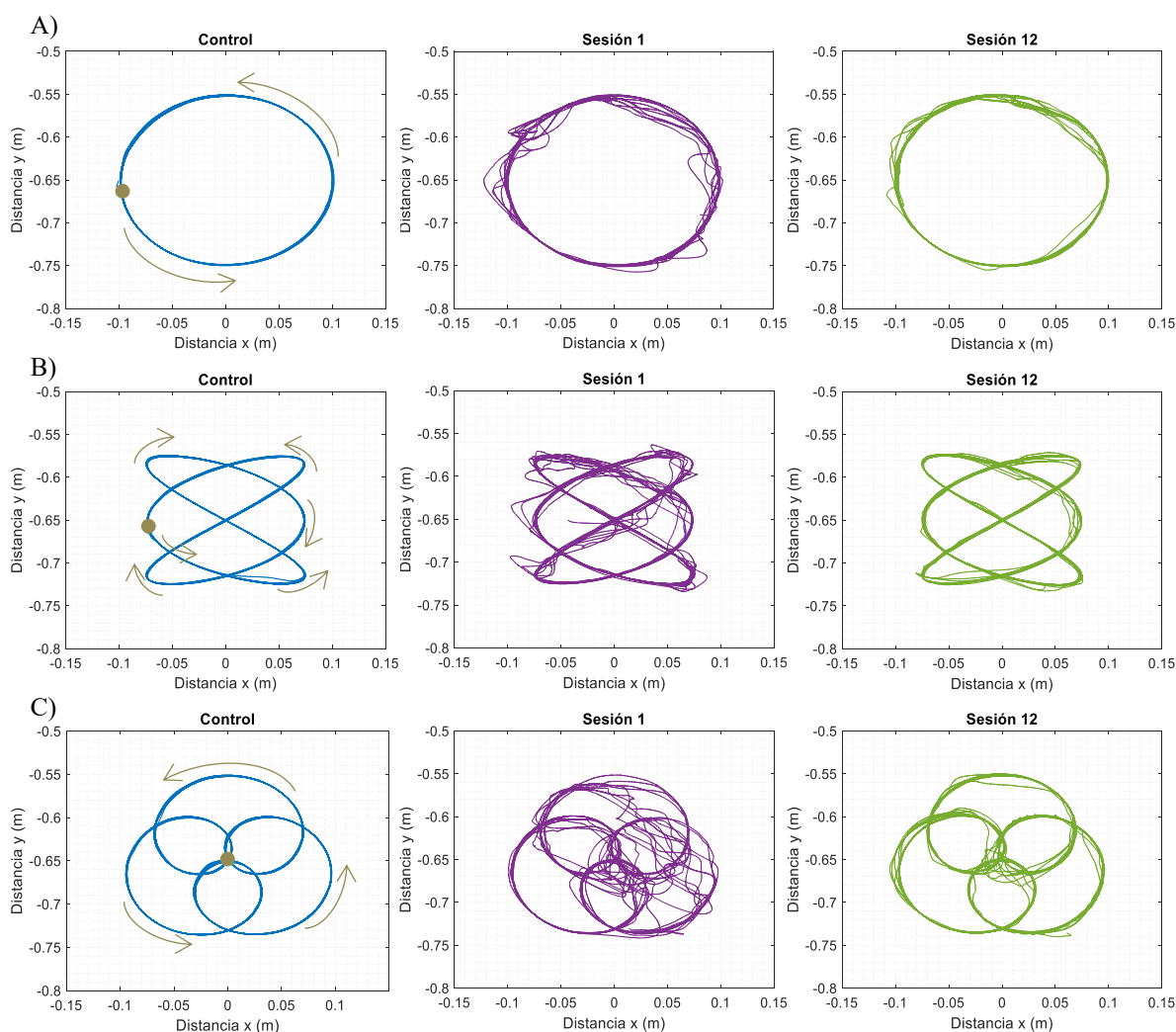


Figura 4.2. Trayectorias de entrenamiento realizadas por los participantes voluntarios durante el primer bloque de entrenamiento. Seguimiento de las trayectorias A) 1, B) 2 y C) 3. A la izquierda, las trayectorias seguidas por el voluntario sano; en medio y a la derecha, las trayectorias seguidas por el paciente voluntario durante las sesiones 1 y 12, respectivamente.

de todas las repeticiones, con algunos movimientos correctivos menores. Las trayectorias 1, 2 y 3 realizadas por el paciente en la sesión 1 se muestran en la columna de en medio de la **Figura 4.2** (en morado); mientras que las realizadas en la sesión 12, al concluir la cuarta semana, se muestran en la columna derecha (en verde). De manera significativa, durante la sesión 1, se observa una mayor cantidad de movimientos por fuera de las trayectorias deseadas, además de que los movimientos correctivos son más grandes en comparación con el voluntario sano. En las trayectorias 1 y 3 se presentan dificultades para alcanzar la amplitud total de las figuras, tanto en dirección horizontal como vertical, siendo la trayectoria 3 la más compleja para el paciente voluntario. Esto es, el paciente presenta problemas en alcanzar el rango de movimiento necesario en la abducción, la aducción y la flexión del hombro, impidiéndole seguir correctamente las trayectorias. Asimismo, se observan movimientos erráticos en la trayectoria 2, cuando realiza un cambio de dirección de manera

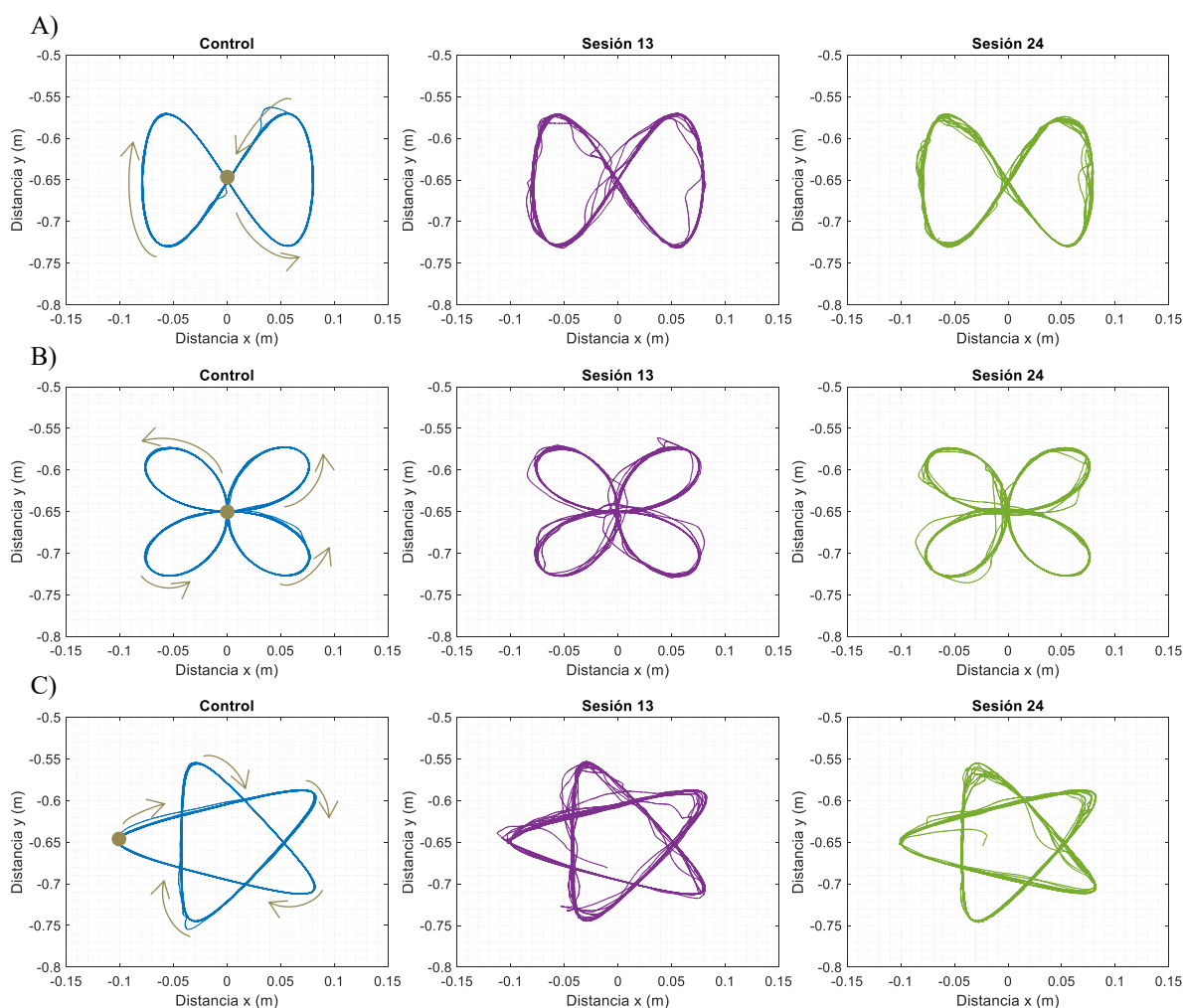


Figura 4.3. Trayectorias de entrenamiento realizadas por los participantes voluntarios durante el segundo bloque de entrenamiento. Seguimiento de las trayectorias A) 1, B) 2 y C) 3. A la izquierda, las trayectorias seguidas por el voluntario sano; en medio y a la derecha, las trayectorias seguidas por el paciente voluntario durante las sesiones 13 y 24, respectivamente.

horizontal. Mientras que en el seguimiento de las trayectorias durante la sesión 12, se presenta una disminución muy evidente de movimientos por fuera de las trayectorias ideales en las tres figuras. En general para estas tres trayectorias, los movimientos correctivos son menores y más pequeños que los observados en la sesión 1, aunque aún se presentan en mayor medida que durante el seguimiento realizado por el voluntario sano. En particular, se observa una mejora visible en el seguimiento de la trayectoria 2 al controlar mejor el movimiento en los cambios de dirección y en la trayectoria 3 al alcanzar la totalidad de la amplitud de la figura en la mayoría de las repeticiones. Sin embargo, aún se presenta cierta dificultad de seguir movimientos más cerrados, lo cual se refleja en la presencia de movimientos correctivos en el centro de la trayectoria 3.

Por otro lado, en la **Figura 4.3** se muestra el seguimiento de las trayectorias 4, 5 y 6 realizadas por el paciente. Durante la sesión 13 en la columna de en medio (en morado) y en la sesión 24 en la

columna derecha (en verde) al finalizar la octava semana y, con ello, el programa de entrenamiento. En la sesión 13 se observan algunos movimientos por fuera de las trayectorias ideales. Sin embargo, si se compara con el seguimiento de las figuras de la sesión 1, en esta sesión la cantidad de movimientos correctivos es menor y el paciente logró alcanzar las amplitudes completas tanto en dirección horizontal como vertical en todas las figuras. De manera que, aunque en la sesión 24 se perciben menos movimientos por fuera de las trayectorias deseadas, el cambio en el seguimiento de las trayectorias entre la sesión 13 y 24 no es visiblemente tan drástico como el cambio entre la sesión 1 y 12. Esto podría indicar que hubo una transferencia de la mejoría alcanzada con las primeras trayectorias en el primer bloque de entrenamiento, hacia las nuevas trayectorias del segundo bloque de entrenamiento.

En los trabajos similares consultados, en donde se lleva a cabo un programa de rehabilitación física de miembros superiores con el uso de sistemas robóticos, se presentan ciertas diferencias metodológicas que limitan la comparación entre estudios. Por ejemplo, se han analizado diferentes tipos de tareas, lo cual, tiene implicaciones en el tipo de movimiento requerido para la ejecución de la tarea. En el caso de los sistemas de efector final, se han distinguido dos tipos de movimientos principales: movimientos de alcanzar [5], [10], [70] y de seguimiento de trayectorias [58]; siendo este último, el tipo de movimiento menos estudiado y el más parecido al utilizado en este trabajo de investigación. Adicionalmente, los programas de rehabilitación tienen una duración de 18 hasta más de 30 sesiones [10], [58] en las que mantienen una misma tarea específica durante todo el programa, tanto para realizar el entrenamiento como la evaluación del progreso del paciente. En la investigación llevada a cabo por Colombo et al. [58], se aumentó la longitud de la trayectoria que debían realizar los pacientes con la finalidad de incrementar la dificultad, aunque se conservó la misma trayectoria a seguir, en este caso un cuadrado. En contraste con el estudio previo, que propone una métrica cuantitativa para determinar el desempeño satisfactorio del paciente a través de una puntuación general, en nuestro trabajo de investigación se determinó el desempeño satisfactorio mediante la observación realizada por la fisioterapeuta. Por otra parte, en nuestra investigación se cambiaron las trayectorias a seguir, con la finalidad de aumentar la dificultad y con ello descartar si la mejoría observada se debía a la familiarización con las figuras.

Como se mencionó anteriormente y de acuerdo con la **Figura 4.2** y la **Figura 4.3**, los cambios entre el inicio y el fin del segundo bloque de entrenamiento no son tan notorios como los presentados en el primer bloque de entrenamiento. Debido a esto, se puede deducir que la mejoría obtenida en el primer bloque de entrenamiento, con relación a los movimientos del miembro afectado, permitió realizar el seguimiento de las nuevas trayectorias sin la presencia de tantos movimientos erráticos, a pesar de haberlas realizado por primera vez. Esta transferencia de mejoría hacia otros movimientos fue estudiada en la investigación realizada por Dipietro et al. [77], donde se realizaron movimientos de alcance con un sistema robótico de efector final, siguiendo un programa de entrenamiento de 18 sesiones y realizando una evaluación del seguimiento una trayectoria circular al inicio, a la mitad y al final del programa. Como resultado, se encontró que los pacientes realizaban trayectorias elípticas al inicio del programa y después evolucionaron hacia trayectorias más circulares al concluir las sesiones de entrenamiento, a pesar de que este movimiento no fue practicado de manera continua. Además, se señala que los resultados obtenidos apuntan a que la mejora no se debe a la familiarización con los ejercicios, sino que refleja un proceso de cambios en las sinergias motoras que subyacen a la

recuperación. En el movimiento de los miembros superiores se pueden distinguir dos sinergias motoras: la de flexión (abducción del hombro y flexión del codo de manera simultánea) y la de extensión (aducción del hombro y extensión del codo de manera simultánea) que están implicadas al realizar cualquier tipo de movimiento, incluidos los necesarios para dibujar alguna trayectoria específica. Dipietro et al. [77] reportaron que, al término del programa de entrenamiento, los pacientes pudieron trazar trayectorias más amplias debido a que fueron más capaces de desacoplar los movimientos del hombro y codo del miembro afectado. Aunque en el presente trabajo de investigación no se estudian las sinergias motoras, se encontró que el paciente voluntario tuvo un progreso en el alcance las amplitudes ideales y esto puede estar relacionado con un proceso de recuperación similar al descrito por Dipietro et al. Al mismo tiempo que se refuerza la idea de que los efectos de la terapia asistida por robots pueden trasladarse hacia la realización de otros movimientos no practicados durante la terapia. No obstante, es fundamental que esta mejoría se vea reflejada en las métricas que evalúan la función motora, tanto en las métricas cuantitativas propuestas por la comunidad científica como en las utilizadas en la práctica clínica por la comunidad médica y terapéutica.

4.1.1. Evaluación clínica

Como se mencionó en la **Sección 2.2.1**, en la práctica clínica, se cuenta con gran variedad de escalas para la evaluación de la función motora y determinar la etapa de recuperación en la que se encuentra el paciente. De igual forma, las evaluaciones a través de escalas clínicas han ayudado al personal de salud a valorar el efecto de una intervención terapéutica. En este trabajo de investigación, las evaluaciones clínicas se realizaron al inicio, a la mitad (en la sesión 12) y al final del programa de rehabilitación (sesión 24). En este caso se utilizó la escala de Lovett modificada para determinar la fuerza muscular al realizar los movimientos principales del miembro superior y la escala de Ashworth modificada para evaluar el nivel de espasticidad en los músculos del brazo, ambas descritas en la **Sección 2.2.1.2**. Por otro lado, el rango de movimiento activo fue evaluado a través de la observación empírica, i.e., sin utilizar un goniómetro. En la **Tabla 4.2** se presentan las puntuaciones de la función motora del miembro afectado del paciente voluntario en las tres evaluaciones clínicas.

Tabla 4.2. Puntuaciones clínicas de la función motora para el paciente voluntario durante el programa de entrenamiento.

Escala clínica		Evaluación		
		Inicial	Intermedia	Final
Escala de Lovett modificada	Flexión de codo	4	4+	5
	Extensión de codo	3	3	5
	Flexión de hombro	4	4+	4+
	Extensión de hombro	3	3	5
	Abducción de hombro	4	4+	4+
Rangos de movimiento	Flexión de codo	150°	150°	150°
	Extensión de codo	Normal	Normal	Normal
	Flexión de hombro	110° - 120°	110° - 120°	120°
	Extensión de hombro	5° - 10°	5° - 10°	30°
	Abducción de hombro	90°	90°	110°
Escala de Ashworth modificada		2	1+	1+

De acuerdo con la evaluación inicial, el paciente voluntario fue capaz de realizar el arco completo en la flexión de codo, flexión y abducción del hombro contra la gravedad y la resistencia impuesta por la fisioterapeuta. En cambio, en la extensión del codo y el hombro el paciente solo fue capaz de realizar el arco de movimiento contra la gravedad. Esto es, el paciente inicialmente presentó mayor fuerza en los músculos flexores que en los extensores de acuerdo con el puntaje obtenido en la escala de Lovett. De igual manera, se observa esta distinción en los rangos de movimiento, el paciente logró alcanzar mayor amplitud en los movimientos de flexión de codo y hombro, considerando los rangos de movimiento normales descritos en la **Sección 2.1.3**. No obstante, el principal problema en cuanto a amplitud de movimiento se presentó en la articulación del hombro, ya que el paciente demostró estar por debajo de los rangos normales en la flexión, extensión y abducción. Mientras que en los movimientos del codo demostró estar dentro de los rangos normales [17]. En cuanto a la espasticidad, el paciente voluntario presentó resistencia y aumento del tono muscular durante la mayor parte del arco de movimiento, aunque la extremidad se movía con facilidad.

Después del primer bloque de entrenamiento, se presentó un incremento de fuerza en los músculos flexores, el paciente pudo realizar el arco completo de movimiento contra la gravedad y una resistencia sostenida impuesta por la fisioterapeuta. Esto se refleja en un aumento en el puntaje en la escala de Lovett para la flexión de codo, y en la flexión y abducción de hombro. A diferencia de la fuerza en los músculos extensores, donde se conservó el mismo puntaje. De forma similar, los rangos de movimiento para el hombro y el codo se conservaron en la evaluación intermedia. Además, disminuyó la espasticidad del miembro afectado al presentar una ligera resistencia durante casi la mitad del movimiento y un ligero aumento del tono muscular.

Finalmente, en la última evaluación realizada al concluir el segundo bloque de entrenamiento, se detectó un incremento en los músculos flexores al realizar la flexión del codo contra la gravedad y una máxima resistencia impuesta por la fisioterapeuta. Mientras que para la flexión y abducción del hombro, se obtuvo el mismo puntaje de la evaluación intermedia. A diferencia de las dos evaluaciones anteriores, en esta ocasión se obtuvo el puntaje máximo en la escala de Lovett para la fuerza de los músculos extensores, el paciente voluntario fue capaz de realizar el arco completo de la extensión del codo y del hombro contra gravedad y una máxima resistencia. Este aumento de fuerza permitió que el paciente voluntario alcanzara una mayor amplitud en los movimientos, debido a las mejoras en los movimientos de abducción y extensión del hombro. El paciente fue capaz de levantar el brazo más allá de la altura del hombro y estar ligeramente por debajo de los rangos normales en la extensión del hombro, a diferencia de lo ocurrido durante la evaluación inicial [17]. Adicionalmente, la máxima amplitud en la flexión del hombro se alcanzó con mayor facilidad. En cambio, la espasticidad del brazo se mantuvo igual que en la evaluación intermedia. Finalmente, la experta fisioterapeuta señaló la ausencia de discinesia, es decir, una reducción en la presencia de temblores y una mejor coordinación muscular.

Es importante resaltar la diferencia entre las escalas clínicas seleccionadas para el presente trabajo de investigación y las empleadas en los trabajos similares que se encuentran en la literatura científica. Mientras que en dichos estudios emplean escalas como de Fugl-Meyer, Independencia Funcional, Índice de Barthel y Ashworth, descritas en la **Sección 2.2.1**, además de otras escalas clínicas [5], [10], [11], [69], en nuestro caso se seleccionaron algunas escalas utilizadas

principalmente por la comunidad fisioterapéutica [23]. Este enfoque diferente se debió principalmente a la formación y experiencia de la fisioterapeuta que nos apoyó durante la evaluación clínica. Por otro lado, se ha documentado una carencia de utilidad de la información obtenida por medio de las escalas tradicionales para poder establecer una hipótesis de diagnóstico y tratamiento terapéutico para la recuperación del paciente [23]. Por lo tanto, contar con la evaluación fisioterapéutica y el uso de escalas que proporcionen información útil sobre la condición motora del paciente, permite personalizar el entrenamiento asistido por robots de acuerdo con la evolución del paciente.

A partir de la valoración terapéutica inicial, se acordó variar la resistencia en el robot durante la sesión de entrenamiento, así como el número de repeticiones por prueba. Se ha reportado que un entrenamiento de resistencia mejora las capacidades físicas, i.e., la resistencia muscular, la fuerza y potencia muscular, el equilibrio, y la composición corporal [78], [79]. Para un entrenamiento de resistencia se sugiere variar entre resistencias alta, media y baja; considerando de 1 a 7 ejercicios y de 2 a 4 series. La duración del entrenamiento debe ser de 5 a 12 semanas con una frecuencia semanal entre 2 y 4 días con 6 a 20 repeticiones [78]. Por lo tanto, el protocolo de entrenamiento realizado en esta investigación cumple con las características de un programa de resistencia. Lo cual es consistente con los resultados obtenidos en las evaluaciones terapéuticas.

Al finalizar el primer bloque de entrenamiento, el paciente presentó un incremento en la fuerza para realizar los movimientos de flexión de codo, y flexión y abducción de hombro, en los cuales participan los músculos bíceps braquial y deltoides anterior [19]. A pesar del aumento en fuerza, este no fue suficiente para aumentar aún la amplitud de estos movimientos. Posteriormente, durante el segundo bloque de entrenamiento, se aumentó la resistencia del dispositivo robótico y por consiguiente se observó un aumento de fuerza adicional. En este caso, el aumento en la fuerza se presentó especialmente en los músculos bíceps braquial, tríceps braquial y deltoides posteriores [19]. De acuerdo con los resultados de la evaluación final, el aumento en la amplitud de la flexión y abducción del hombro, así como la capacidad de sostener el movimiento, puede atribuirse al incremento en la fuerza del bíceps braquial. El papel de la actividad del bíceps braquial en los movimientos del hombro ha sido ampliamente estudiado y se ha demostrado que su activación, específicamente de la cabeza larga del bíceps, es necesaria para mantener el brazo elevado, en mayor medida que la cabeza corta y el músculo deltoides [80]. De la misma manera, el incremento de la fuerza en los músculos tríceps braquial y deltoides anterior, permitió alcanzar un aumento en la extensión del hombro [81]. Con respecto a la disminución en la espasticidad del miembro afectado, los resultados son consistentes con lo reportado en algunos trabajos similares [11], [69].

4.2. Análisis de los índices cinemáticos

A pesar de que la evaluación clínica brinda información relevante acerca de la etapa de recuperación del paciente y los aspectos de la función motora, aún está presente la dependencia a la subjetividad y experiencia del evaluador. Por consiguiente, ha habido un gran interés en ofrecer alternativas a las evaluaciones clínicas tradicionales, a través del uso de métricas cuantitativas con la finalidad de disminuir la subjetividad y facilitar la interpretación de los resultados. La evaluación cuantitativa a través de la cinemática del movimiento suele ser la más utilizada cuando se hace uso de dispositivos

robóticos. Por medio de las ecuaciones descritas en la **Sección 3.3.2**, se realizó la evaluación cuantitativa cinemática de los movimientos realizados por el paciente voluntario durante el programa de entrenamiento.

En la **Figura 4.4** se ilustra el comportamiento de los índices cinemáticos durante el seguimiento de la trayectoria 2 (ver **Figura 3.3.B**) realizada por el paciente voluntario durante el primer bloque de entrenamiento. En la mayoría de los índices se observa una disminución en la dispersión de los datos conforme pasan las sesiones de entrenamiento. Con excepción de la relación entre velocidades media – máxima, donde la mediana de los datos disminuyó en todos los índices con el paso de las sesiones. De acuerdo con el análisis estadístico, todos los índices calculados en la sesión 1 son significativamente diferentes a los de la sesión 12 ($p < 0.05$). Se observó un decremento significativo en la mediana de los datos de las sesiones 1 a 4, para la velocidad máxima, así como en la precisión para el número de picos en la velocidad, durante las sesiones 1 a 6 en la precisión ($p < 0.05$). De manera similar, se observó un aumento significativo en las sesiones 1 a 4, para la relación entre velocidades media – máxima ($p < 0.05$). Mientras que en la velocidad media y la relación de longitud se tuvo un decremento significativo entre las sesiones 4 a 7 ($p < 0.05$) y posteriormente una tendencia al aumento. En la mayoría de los índices no se encontraron diferencias significativas posteriores a las sesiones 6 y 7. Durante el seguimiento de las trayectorias 1 y 3 se obtuvieron resultados similares (ver **Anexo A**), excepto en el número de picos en la velocidad de la trayectoria 1, ya que se mantuvo constante durante todas las sesiones debido a que es la única trayectoria que mantiene la misma velocidad a lo largo de todo el ciclo y sugiere que el paciente no presentó problemas para realizar el seguimiento a una velocidad constante. No obstante, sí se encontraron cambios significativos en los otros dos índices que evalúan la suavidad del movimiento, i.e., relación entre velocidades media y máxima y diferencia entre velocidades máxima y mínima, por lo que indicaría que el número de picos no es igual de sensible que estos índices. Así mismo, se obtuvo el mismo comportamiento en los índices cinemáticos durante el primer bloque de entrenamiento.

En cuanto a las trayectorias del segundo bloque de entrenamiento, en la **Figura 4.5** se presenta el comportamiento de los índices durante el seguimiento de la trayectoria 4 (ver **Figura 3.3.D**). En esta etapa se encontró que el desempeño fue diferente al observado en el primer bloque de entrenamiento. De acuerdo con el diagrama de cajas, la dispersión de los datos se mantuvo relativamente similar a lo largo de las sesiones. Además, la mediana de los datos tuvo un comportamiento oscilatorio durante las sesiones. A diferencia del primer bloque, se encontró que la sesión 13 fue significativamente diferente a la sesión 24 solamente en los índices de velocidad media, relación de longitud y número de picos en la velocidad ($p < 0.05$). Para estos índices hubo una tendencia a la disminución, en donde las medianas de las sesiones 17 a 22 fueron significativamente menores para la velocidad media y la relación de longitud ($p < 0.05$). Mientras que significativamente mayores para el número de picos en la velocidad ($p < 0.05$). En cuanto a los demás índices, no se encontraron diferencias significativas entre el inicio y el final del segundo bloque de entrenamiento. Aunque la mediana de la precisión durante las sesiones 17 a 22 fue significativamente mayor que en las demás sesiones ($p < 0.05$). De manera similar, para la trayectoria 5 (ver **Anexo A**) hubo una disminución significativa en la velocidad media y la relación de longitud, mientras que hubo un aumento significativo en la precisión ($p < 0.05$) entre las sesiones 13 y 24. Finalmente, en la trayectoria 6 (ver **Anexo A**) se encontró una disminución significativa en

velocidad media, velocidad máxima, relación de longitud y diferencia entre velocidades máxima – mínima ($p < 0.05$) y un aumento en la relación entre velocidades media – máxima ($p < 0.05$).

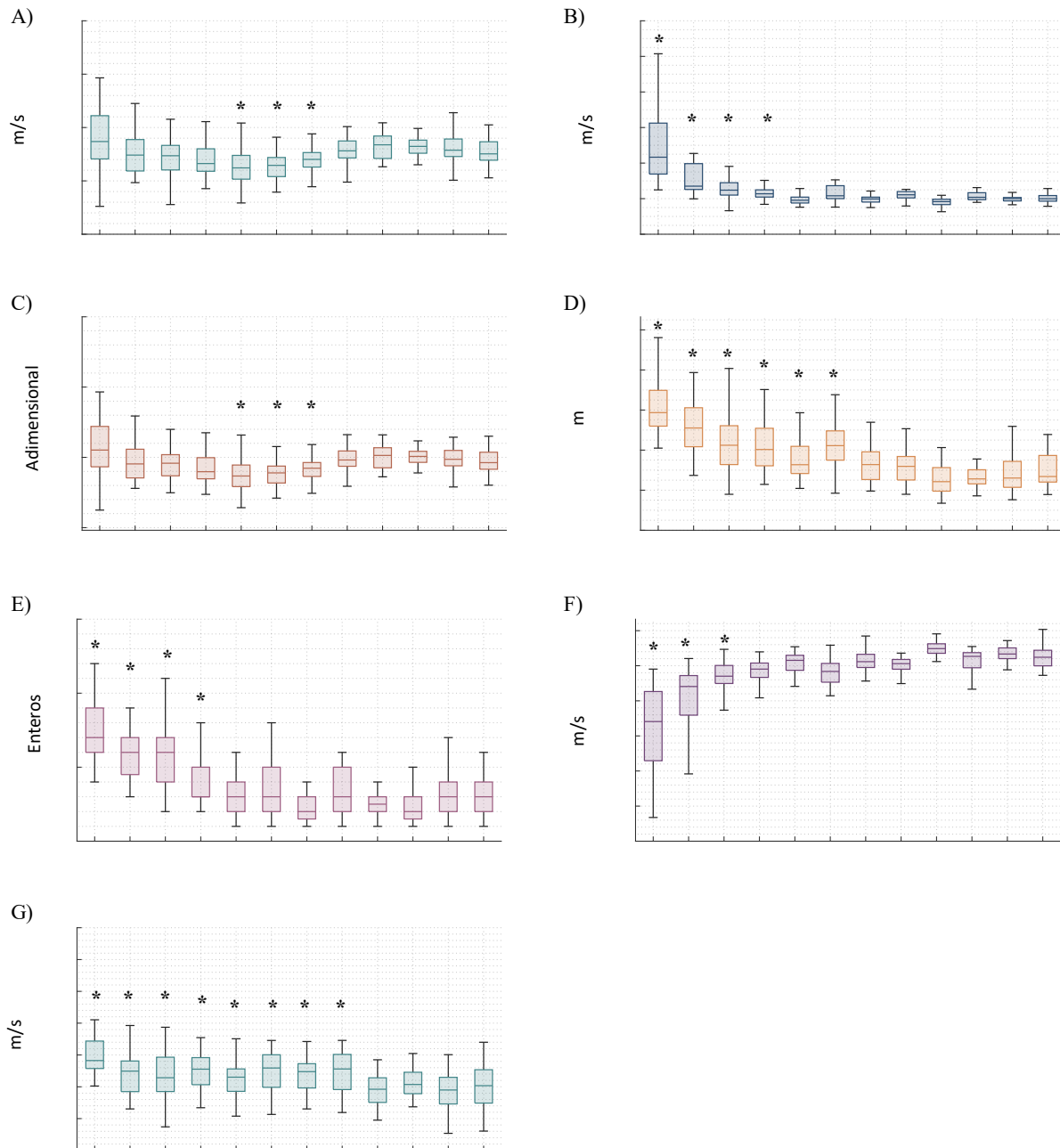


Figura 4.4. Comportamiento de los índices cinemáticos durante el primer bloque de entrenamiento del paciente voluntario y las diferencias significativas con la sesión 12.

A-B) Velocidad, C) eficiencia, D) desviación, y E-G) suavidad del movimiento.

En la **Tabla 4.3** se muestra el cambio porcentual entre el inicio y el final de cada bloque de entrenamiento, considerando cada índice cinemático calculado para el seguimiento de las seis trayectorias. Durante el primer bloque de entrenamiento, hubo mayor decremento en la precisión, seguido de la diferencia entre velocidad máxima – mínima y la velocidad máxima en orden

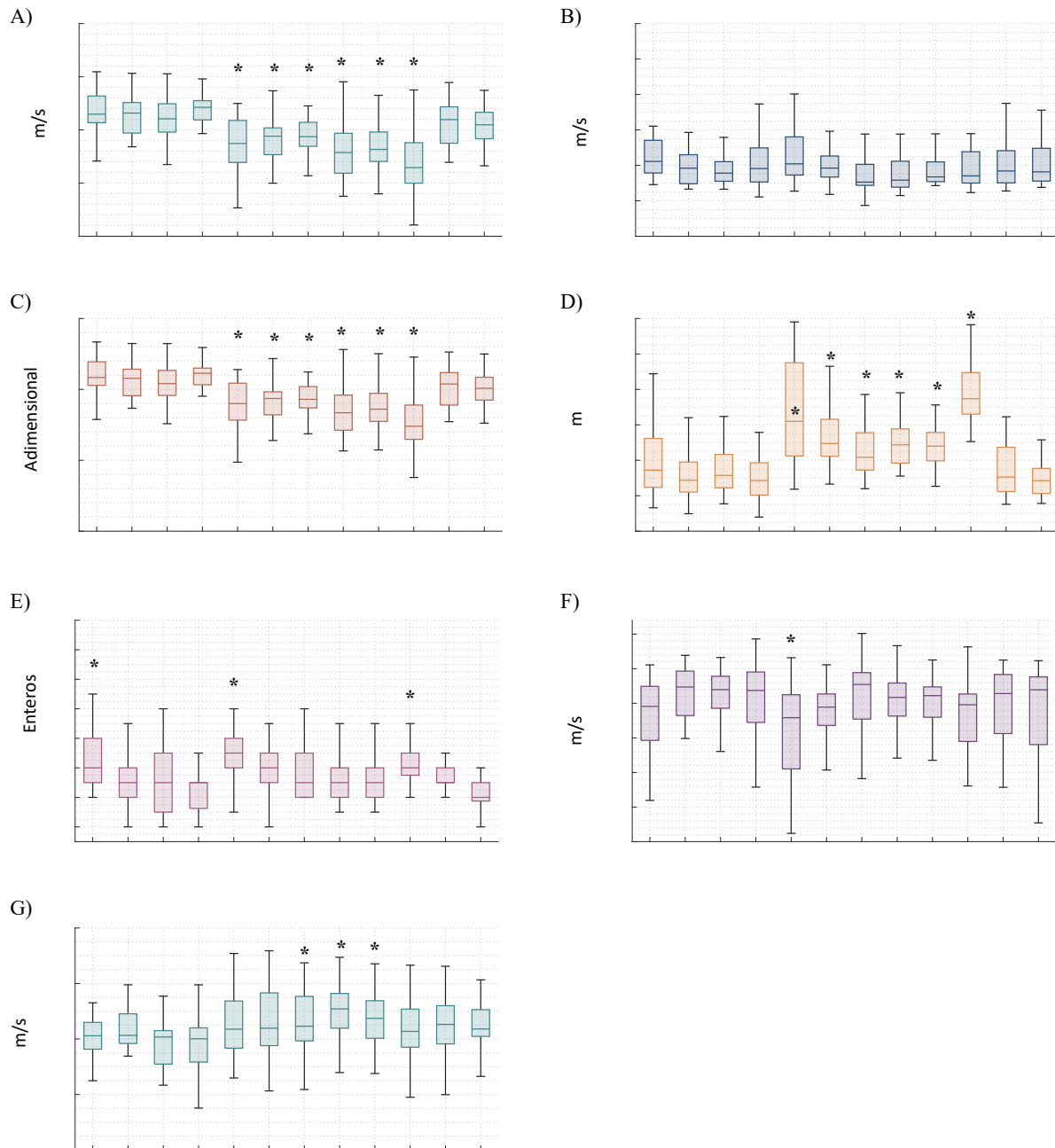


Figura 4.5. Comportamiento de los índices cinemáticos durante el segundo bloque de entrenamiento del paciente voluntario y las diferencias significativas con la sesión 24.

A-B) Velocidad, C) eficiencia, D) desviación, y E-G) suavidad del movimiento.

Tabla 4.3. Cambio porcentual en los índices cinemáticos para el paciente voluntario durante el programa de entrenamiento.

Bloque	Trayectoria	VM	VMAX	RL	PR ^a	NP ^a	RVM	DVM
1	1	-1.09%	-18.74%	-1.40%	-59.54%	6.25%	19.16%	-32.83%
	2	-1.23%	-14.30%	-1.37%	-54.33%	-33.33%	16.06%	-11.56%
	3	-0.04%	-15.94%	-0.01%	-63.32%	-14.29%	20.13%	-18.22%
2	4	-1.09%	-4.14%	-1.26%	-17.20%	-25.00%	3.71%	4.02%
	5	-1.85%	-2.23%	-1.57%	8.40%	0.00%	-0.85%	8.32%
	6	-1.33%	-3.17%	-1.56%	-7.91%	0.00%	2.49%	-12.04%

La cantidad de cambio se expresa en forma de porcentaje entre la primera y última sesión de cada bloque de entrenamiento [(valor primera sesión – valor última sesión) / valor primera sesión × 100%]. Los valores positivos indican aumento y los valores negativos indican disminución.

VM: velocidad media; VMAX: velocidad máxima; RL: relación de longitud; PR: precisión; NP: número de picos; RVM: relación entre velocidades media – máxima; DVM: diferencia entre velocidades máxima – mínima.

^a: mayor decremento indica mejor desempeño.

descendente. El único índice que aumentó fue la relación entre velocidades media – máxima. Por el contrario, en el segundo bloque de entrenamiento los índices decrementaron un porcentaje similar, aunque de igual manera el único índice que aumentó fue la relación entre velocidades media – máxima. Sin embargo, es importante notar que el porcentaje de cambio en casi todos los índices fue considerablemente menor para el segundo bloque de entrenamiento en comparación con los cambios del primer bloque.

De acuerdo con los resultados obtenidos, es evidente que el desempeño del paciente voluntario durante el primer bloque de entrenamiento difiere del segundo. Al finalizar el primer bloque, el paciente realizó el seguimiento de trayectorias con menor rapidez dado el decremento en las velocidades; aunque con mayor precisión y eficiencia, de acuerdo con la disminución en la relación de longitud que evalúa la similitud entre la trayectoria realizada y la deseada. De manera similar, el paciente realizó el seguimiento con mayor suavidad, debido a que presentó menos picos en el perfil de velocidad y la diferencia entre los máximos y mínimos de la velocidad se redujo. Además, se encontró que las velocidades máxima y media tendieron a parecerse a medida que aumentaba la relación entre ambas velocidades, lo que sugiere que el paciente logró reducir los movimientos bruscos y mantener un ritmo constante durante el seguimiento de la trayectoria.

Por el contrario, al analizar los resultados del segundo bloque de entrenamiento, se encontró que el paciente tuvo un desempeño casi constante a lo largo de este bloque. No obstante, continuó con la tendencia de realizar el seguimiento con mayor eficiencia y menor rapidez, a pesar de que las velocidades no presentaron la misma tasa de cambio que en el primer bloque. Además, durante este bloque, los índices cinemáticos permiten describir diferentes características del movimiento realizado. En particular, durante el seguimiento de la trayectoria 5, la disminución en el índice de relación de longitud en la **Tabla 4.3** y la trayectoria realizada por el paciente en la **Figura 4.3.B** demostraron que el paciente recorrió una menor distancia al trazar la trayectoria deseada al final del bloque, i.e., se presentaron menos movimientos por fuera de la trayectoria. No obstante, el incremento en la diferencia entre los máximos y mínimos en el perfil de velocidad y la disminución de la relación entre velocidades máxima y media sugieren que los movimientos se realizaron con menor suavidad

al final del segundo bloque (ver **Tabla 4.3**). Además, el seguimiento de la trayectoria fue menos preciso y, por lo tanto, se evidenció la dificultad para controlar el movimiento. Por otro lado, el comportamiento de los índices cinemáticos permite identificar las trayectorias que son de utilidad para la mejora continua del paciente, e.g., el seguimiento de la trayectoria 6 le permitió al paciente mejorar la suavidad del movimiento en comparación con las demás trayectorias de este bloque de acuerdo con los resultados de la **Tabla 4.3**.

En este estudio se encontró que el mayor cambio en los índices cinemáticos se presentó durante las primeras 12 sesiones, aproximadamente. En las investigaciones de Hu et al. [11], [82], se estudiaron los movimientos de flexo-extensión de muñeca y codo, respectivamente, con la asistencia de un dispositivo robótico. De acuerdo con sus resultados, no se encontraron cambios significativos después de las sesiones 7 a 10, lo cual, se atribuyó al aprendizaje de un movimiento hábil, dada por una meseta de poco o ningún cambio en el desempeño de los índices. De la misma manera, durante el seguimiento de los índices durante el primer bloque en el presente trabajo de investigación, se demostró la ausencia de cambios significativos posteriores a la sesión 7 en la mayoría de los índices, lo cual, indicaría que la habilidad del seguimiento de las trayectorias con el brazo afectado del paciente habría sido aprendida de manera estable. Por otro lado, en la investigación llevada a cabo por Colombo et al. [58], el programa de entrenamiento consistió en al menos 30 sesiones y se incrementó la dificultad de la tarea si los pacientes realizaban un movimiento satisfactorio. En sus resultados se aprecian cambios en los índices cinemáticos durante todas las sesiones y no se reporta algún periodo de estabilización. Por lo tanto, el análisis de los datos cinemáticos resulta de interés para buscar la mejora continua del paciente en un programa de rehabilitación.

De acuerdo con la revisión bibliográfica revisada, la mejora observada en nuestros índices cinemáticos es consistente con lo reportado en estudios similares de rehabilitación asistida por robots. Por ejemplo, Balasubramanian et al. [14] encontraron un patrón de recuperación en los pacientes y entre los cambios más significativos se tiene que: los movimientos tienden a ser más rápidos, estables y suaves, lo que caracteriza al rendimiento motor hábil. Estas tendencias que pueden ser indicadores de una recuperación motora, debido a cambios generados en el sistema nervioso central o en la activación muscular como resultado de la terapia y de un proceso de aprendizaje motor [14], [83]. Por otro lado, una de las principales diferencias observadas es que en algunos trabajos similares reportan que los pacientes realizan el movimiento más rápido al finalizar el entrenamiento [58], mientras que en nuestro estudio se obtuvo la tendencia contraria. Esto se debe principalmente a que la velocidad de movimiento en nuestro caso es determinada por la trayectoria programada y en los otros estudios el movimiento es completamente libre. Por lo tanto, los índices cinemáticos estudiados en este trabajo permiten describir cuantitativamente la calidad del movimiento del paciente, ya que se pueden asociar con aspectos específicos de su capacidad motora.

4.2.1. Análisis comparativo

Además de los cambios observados en el paciente durante el programa de entrenamiento, es de interés determinar si estos cambios son suficientemente satisfactorios para que el desempeño del paciente sea comparable al de un voluntario sano o, en su defecto, se acerque a él. En la **Figura 4.6** se muestran las funciones de distribución acumulativas ($F(x)$) de los índices cinemáticos, tanto del voluntario sano (en azul) como del paciente voluntario en las sesiones 1 (en morado) y 12 (en verde), durante el

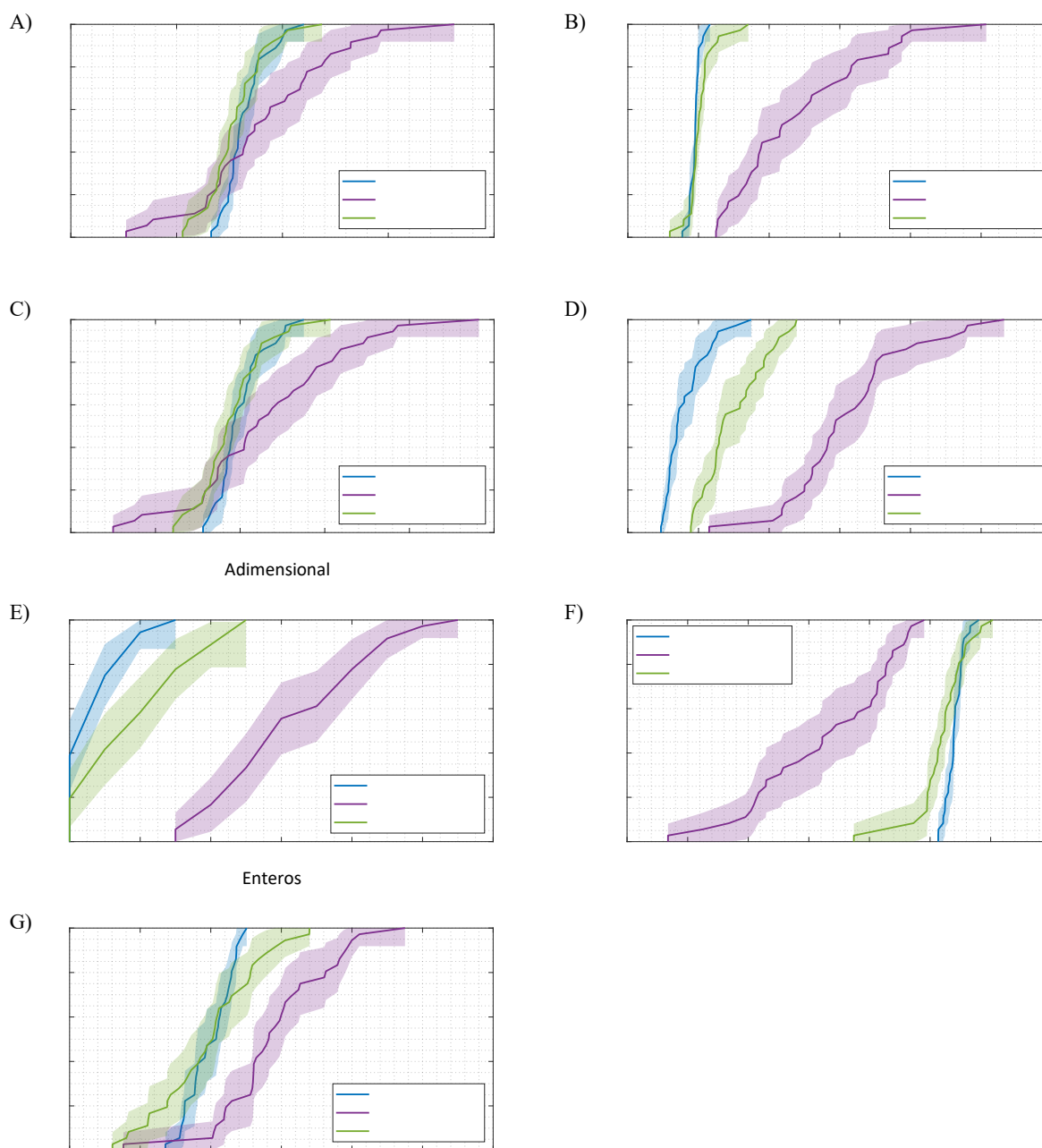


Figura 4.6. Comparación del desempeño del paciente voluntario frente al control en el seguimiento del primer bloque de entrenamiento, las diferencias significativas y distancia KS con el control. A-B) Velocidad, C) eficiencia, D) desviación, y E-G) suavidad del movimiento.

***: Diferencia significativa $p < 0.05$; **: Diferencia significativa $p < 0.01$.**

seguimiento de la trayectoria 2 (ver **Figura 3.3.B**), con sus respectivos límites de confianza (sombreado). Mientras que en la **Tabla 4.4**, se muestra la comparación cuantitativa. Las funciones $F(x)$ muestran los datos de los índices cinemáticos de menor a mayor frente a sus percentiles

normalizados, i.e., el eje y representa una escala percentil, mientras que el eje x , los valores de los datos. Esta herramienta es útil al medir la misma característica en varias muestras (para este trabajo de tesis, en el voluntario sano y paciente voluntario en diferentes sesiones) y comparar las distribuciones muestrales, a la vez que permite evaluar diferentes características de los conjuntos de datos (e.g., identificar dónde ocurren la mayoría de los valores, evaluar el rango de los datos y determinar qué tanto los datos se ajustan a otra distribución). Cuantitativamente, la distancia normalizada entre funciones de distribución acumulativas se compara a través del estadístico de la prueba de Kolmogórov-Smirnov, descritas de igual manera en la **Figura 4.6** y su significancia. A partir de estas gráficas se pueden notar ciertas tendencias en las distribuciones de los datos. En primer lugar, los datos cinemáticos del paciente en la sesión 1 presentan un mayor rango, lo cual puede deducirse por la inclinación en la línea resultante. De manera similar, los límites de confianza de la sesión 1 del paciente voluntario son los más anchos. En segundo lugar, las funciones de los índices cinemáticos de la sesión 1 del paciente voluntario no son cercanas a las del voluntario sano; en cambio, las correspondientes a la sesión 12 se llegan a traslapar con las del voluntario sano, en la mayoría de los índices con excepción de la precisión y el número de picos en la velocidad, aunque se acercaron en gran medida. De acuerdo con el análisis estadístico, los índices cinemáticos de la sesión 1 son significativamente diferentes a los del voluntario sano ($p < 0.01$), mientras que algunos índices de la sesión 12 no resultaron significativamente diferentes al voluntario sano de acuerdo con los resultados de la **Tabla 4.4**. En tercer lugar, disminuyó el rango en los datos cinemáticos del paciente en la sesión 12, observando una menor inclinación en la línea resultante y también se redujo el ancho de los límites de confianza en todos los índices cinemáticos, con excepción del número de picos en la velocidad. Además, se presentó una disminución en las distancias verticales entre las funciones de la sesión 12 del paciente voluntario con el voluntario sano en todos los índices de acuerdo con el estadístico KS a comparación de la presentada con la sesión 13. Estas mismas tendencias se presentaron en el seguimiento de las trayectorias 1 y 3 (ver **Anexo B.2** y **Tabla 4.4**).

De igual manera, en la **Figura 4.7** se ilustran las funciones de distribución acumulativas durante el seguimiento de la trayectoria 4 (ver **Figura 3.3.B**), siguiendo el mismo esquema de colores de la **Figura 4.6**. Para este caso, las tendencias resultantes son diferentes en comparación con las de las trayectorias 1 a 3. Como resultado, se presenta un traslape entre las funciones resultantes del voluntario sano y las del paciente durante las sesiones 13 y 24, en la mayoría de los índices cinemáticos. No obstante, la mayoría de los índices cinemáticos de la sesión 13 y 24 fueron significativamente diferentes a los del voluntario sano ($p < 0.01$, ver **Tabla 4.4**). Además, tanto los límites de confianza como el rango de los datos cinemáticos (dado por la inclinación de las líneas resultantes) se mantienen similares entre las sesiones 13 y 24, con excepción en la relación entre velocidades media – máxima y la diferencia entre velocidades máxima – mínima en donde el rango de la sesión 24 resultó mayor. Adicionalmente, de acuerdo con el estadístico KS, las distancias entre las funciones de la sesión 24 del paciente voluntario con el voluntario sano disminuyeron levemente (e.g., velocidad máxima, precisión y relación entre velocidades máxima y media) o, por el contrario, aumentaron (e.g., velocidad media, relación de longitud y diferencia entre velocidades máxima y mínima) a comparación de la presentada con la sesión 13. Al igual que en el primer bloque de entrenamiento, estas mismas tendencias se presentaron en las trayectorias 5 y 6 (ver **Anexo B.2** y **Tabla 4.4**).

Las diferencias en la función motora entre los pacientes con alguna lesión neurológica y participantes control, han sido estudiadas como la primera instancia para entender las causas subyacentes del deterioro motor. A pesar de que existen estudios que evalúan las diferencias en los

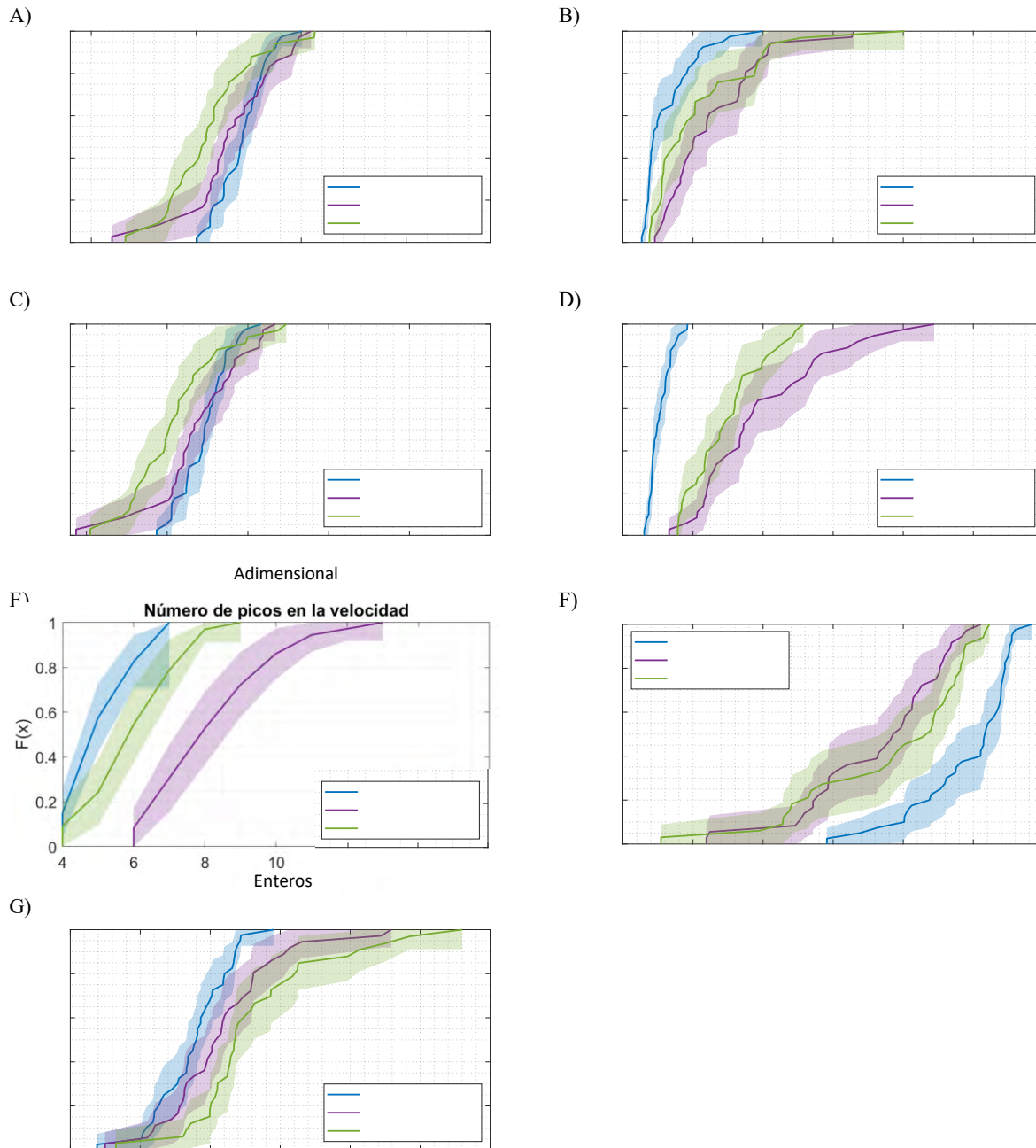


Figura 4.7. Comparación del desempeño del paciente voluntario frente al control en el seguimiento del segundo bloque de entrenamiento, las diferencias significativas y distancia KS con el control. A-B) Velocidad, C) eficiencia, D) desviación, y E-G) suavidad del movimiento.

***: Diferencia significativa $p < 0.05$; **: Diferencia significativa $p < 0.01$.**

Tabla 4.4. Comparación de los índices cinemáticos del paciente voluntario con el voluntario sano.

Trayectoria	Sujeto	VM, mediana rango)	VMAX, mediana rango)	RL, mediana rango)	PR, mediana (rango)	NP, mediana rango)	RVM, mediana rango)	DVM, mediana rango)
1	Control	0.081 (0.079, 0.083)	0.113 (0.109, 0.151)	1.296 (1.267, 1.332)	0.001 (9.6e-04, 0.002)	7 (4, 11)	0.715 (0.550, 0.737)	0.025 (0.019, 0.038)
	Sesión 1	0.081 (0.078, 0.088) ^a	0.148 (0.107, 0.228) ^b	1.296 (1.247, 1.417) ^a	0.006 (0.001, 0.009) ^b	8 (5, 15) ^a	0.560 (0.365, 0.748) ^b	0.040 (0.023, 0.060) ^b
	Sesión 12	0.082 (0.077, 0.082) ^b	0.120 (0.108, 0.174) ^b	1.278 (1.240, 1.312) ^b	0.002 (8.4e-04, 0.005) ^b	8.5 (3, 13) ^b	0.668 (0.462, 0.732) ^b	0.027 (0.018, 0.036)
2	Control	0.093 (0.091, 0.096)	0.139 (0.135, 0.143)	1.296 (1.278, 1.337)	0.001 (9.3e-04, 0.003)	7 (6, 9)	0.670 (0.656, 0.690)	0.060 (0.053, 0.065)
	Sesión 1	0.093 (0.087, 0.103) ^a	0.163 (0.144, 0.221) ^b	1.310 (1.225, 1.441) ^a	0.006 (0.002, 0.010) ^b	12 (9, 17) ^b	0.570 (0.433, 0.645) ^b	0.068 (0.047, 0.087) ^b
	Sesión 12	0.092 (0.090, 0.096)	0.140 (0.131, 0.154) ^a	1.292 (1.260, 1.353)	0.002 (0.001, 0.004) ^b	8 (6, 11) ^a	0.662 (0.587, 0.701) ^b	0.060 (0.046, 0.074)
3	Control	0.099 (0.098, 0.101)	0.149 (0.144, 0.154)	1.252 (1.236, 1.279)	0.001 (7.8e-04, 0.002)	10 (7, 13)	0.668 (0.651, 0.694)	0.036 (0.031, 0.038)
	Sesión 1	0.099 (0.088, 0.110) ^b	0.186 (0.147, 0.280) ^b	1.245 (1.108, 1.392) ^b	0.009 (0.004, 0.019) ^b	14 (10, 20) ^b	0.527 (0.363, 0.677) ^b	0.050 (0.038, 0.084) ^b
	Sesión 12	0.099 (0.094, 0.102)	0.156 (0.137, 0.189) ^b	1.244 (1.191, 1.289) ^a	0.003 (0.001, 0.006) ^b	12 (8, 16) ^b	0.634 (0.516, 0.712) ^b	0.041 (0.031, 0.049) ^b
4	Control	0.092 (0.090, 0.095)	0.128 (0.125, 0.159)	1.223 (1.193, 1.258)	9.7e-04 (6e-04, 0.001)	5 (4, 7)	0.708 (0.595, 0.742)	0.058 (0.043, 0.069)
	Sesión 13	0.091 (0.086, 0.095)	0.142 (0.129, 0.185) ^b	1.216 (1.143, 1.266)	0.003 (0.001, 0.008) ^b	8 (6, 13) ^b	0.645 (0.509, 0.705) ^b	0.061 (0.045, 0.085) ^a
	Sesión 24	0.090 (0.086, 0.095) ^b	0.136 (0.127, 0.200) ^b	1.201 (1.152, 1.273) ^b	0.002 (0.001, 0.005) ^b	6 (4, 9) ^a	0.669 (0.477, 0.711) ^b	0.063 (0.046, 0.096) ^b
5	Control	0.079 (0.077, 0.081)	0.119 (0.112, 0.139)	1.314 (1.286, 1.355)	8e-04 (5.8e-04, 0.001)	12 (7, 18)	0.664 (0.587, 0.697)	0.035 (0.029, 0.044)
	Sesión 13	0.078 (0.076, 0.082) ^a	0.130 (0.114, 0.195) ^b	1.306 (1.263, 1.371) ^a	0.003 (0.001, 0.007) ^b	14 (10, 20)	0.613 (0.418, 0.701) ^b	0.039 (0.028, 0.049) ^b
	Sesión 24	0.077 (0.074, 0.081) ^b	0.127 (0.114, 0.152) ^b	1.285 (1.234, 1.349) ^b	0.003 (0.002, 0.007) ^b	14 (10, 20)	0.608 (0.529, 0.677) ^b	0.043 (0.031, 0.050) ^b
6	Control	0.104 (0.103, 0.107)	0.169 (0.164, 0.177)	1.268 (1.249, 1.303)	0.001 (7.2e-04, 0.003)	5 (5, 6)	0.617 (0.599, 0.635)	0.074 (0.069, 0.080)
	Sesión 13	0.103 (0.101, 0.107) ^b	0.174 (0.161, 0.190) ^b	1.256 (1.223, 1.306) ^b	0.004 (0.001, 0.006) ^b	6 (5, 8) ^b	0.590 (0.530, 0.633) ^b	0.083 (0.051, 0.100) ^b
	Sesión 24	0.102 (0.099, 0.105) ^b	0.168 (0.161, 0.177)	1.236 (1.202, 1.277) ^b	0.003 (0.002, 0.006) ^b	6 (5, 8) ^b	0.605 (0.583, 0.648) ^b	0.073 (0.055, 0.083)

^a: Diferencia significativa <0.05; ^b: Diferencia significativa <0.01.

VM: velocidad media; VMAX: velocidad máxima; RL: relación de longitud; PR: precisión; NP: número de picos; RVM: relación entre velocidades media – máxima; DVM: diferencia entre velocidades máxima – mínima.

movimientos de alcance [84], [85], son pocos los que llevan a cabo este análisis con la asistencia de

un dispositivo robótico y no se encontró alguno que realizara esta comparación durante el seguimiento de trayectorias específicas, hasta donde tenemos conocimiento al momento de redactar esta tesis. En la investigación llevada a cabo por Coderre et al. [70] se analizaron índices cinemáticos similares a los estudiados por nosotros. La comparación fue hecha entre un grupo de pacientes de EVC y un grupo de sujetos control, mientras realizaban movimientos de alcance. De igual manera reportaron que el desempeño de los pacientes de EVC fue significativamente diferente al del grupo control en la velocidad, eficacia y suavidad del movimiento. En el caso del seguimiento de trayectorias, nuestro estudio demostró que el desempeño del paciente voluntario fue significativamente diferente al del voluntario sano en los mismos aspectos del movimiento, durante la primera sesión de entrenamiento. Este resultado implica que las deficiencias motoras del paciente voluntario involucran comportamientos anormales en cuanto a velocidad, eficacia y suavidad que no corresponden a un control hábil del movimiento.

Además, la comparación realizada al finalizar el programa de entrenamiento refleja que el paciente pudo mejorar su habilidad motora y asemejarse a la de un voluntario sano en ciertos aspectos motores. En el primer bloque de entrenamiento, los índices de velocidad (media y máxima) de la trayectoria 2 y 3 del paciente en la sesión 12 demostraron semejanza con el voluntario sano, así como en la trayectoria 4 en la sesión 13. También, la semejanza con el voluntario sano se presentó en el índice de suavidad diferencia entre velocidades máxima y mínima en las trayectorias 1, 2 y 6 al finalizar los respectivos bloques de entrenamiento. En la literatura especializada, se pueden encontrar trabajos cuya intención ha sido determinar las características motoras que identifican patrones de movimientos alterados [5], [70], [86]. Se ha mencionado que la mayoría de los índices de tipo cinemático identifican las alteraciones motoras de los pacientes al encontrar diferencias significativas con los participantes control, mientras que otros índices son menos sensibles, entre ellos, la velocidad máxima [5], [70]. No obstante, en [86] se sugiere que los aspectos motores del tiempo y la velocidad a la que se realiza el movimiento están relacionados con la presencia o severidad en la espasticidad muscular. Por lo tanto, se sugiere que las razones por la que los índices basados en la velocidad (media, máxima y diferencia entre velocidades máxima y mínima) resultaron ser semejantes con el voluntario sano en las sesiones finales de ambos bloques de entrenamiento son por el decremento en la espasticidad y que no son los más sensibles para identificar deficiencias motoras. Consideramos que el análisis comparativo implica un aporte al estudio de la evolución motora, ya que en la revisión bibliográfica consultada no se encontró alguna investigación que haya hecho esta comparación después de un programa de rehabilitación. Por consiguiente, nuestra comparación entre el paciente y el voluntario sano permite valorar el efecto del programa de rehabilitación.

A pesar de que el seguimiento de los índices cinemáticos demostró una cierta estabilización aproximadamente después de la sesión 12, la comparación frente al comportamiento de un voluntario sano puede llegar a ser otro indicador de un desempeño satisfactorio o de la necesidad de un mayor número de sesiones de entrenamiento. Como ejemplo, al finalizar el primer bloque de entrenamiento durante el seguimiento de la trayectoria 2, el paciente voluntario podría llegar a mejorar la precisión y suavidad del movimiento (reducir la diferencia entre velocidades máxima – mínima) debido a que estos índices aún no se llegan a traslapar con las funciones resultantes del voluntario sano (ver **Figura 4.7**).

4.2.2. Correlación con escalas clínicas

Con el objetivo de validar los índices cinemáticos seleccionados para el presente trabajo de investigación, se realizó la correlación con el puntaje obtenido en las escalas clínicas. En la **Tabla 4.6** y **Tabla 4.5** se presentan los coeficientes de correlación entre los aspectos de la función motora evaluados con las escalas clínicas y los índices cinemáticos del primer y segundo bloque de entrenamiento, respectivamente. Para el primer bloque de entrenamiento, la correlación se realizó con los puntajes de fuerza en la flexión de codo, flexión y abducción de hombro, además de la espasticidad. Mientras que, para el segundo bloque, se realizó con los puntajes de fuerza en la flexión y extensión de codo y la extensión de hombro, además del rango de movimiento en la extensión y abducción de codo. En otras palabras, la correlación se realizó con los puntajes que sí presentaron cambios en la evaluación clínica al finalizar cada bloque de entrenamiento.

De acuerdo con los resultados de la **Tabla 4.5**, se encontró que existe una correlación de media a alta para la velocidad máxima, la relación entre velocidades media – máxima, la diferencia entre velocidades máxima – mínima del seguimiento y la precisión de las trayectorias 1 a 3, y la evaluación clínica de fuerza y espasticidad, al finalizar el primer bloque de entrenamiento. De manera específica, se encontró una correlación alta con el número de picos en la velocidad en el seguimiento de la trayectoria 2 y una correlación media para la trayectoria 3. Todas las correlaciones mencionadas demostraron estar por debajo del nivel de significancia ($p < 0.05$). Por otro lado, la correlación con la evaluación clínica respecto a la fuerza y los rangos de movimiento durante el seguimiento de las trayectorias 4 a 6 se presentan en **Tabla 4.5**. En este segundo bloque, se encontró una correlación significativa media y alta con la precisión en las tres trayectorias ($p < 0.05$). Además de una correlación media con la velocidad máxima y la diferencia entre velocidades máxima – mínima ($p < 0.05$). Todos los demás índices presentaron correlaciones bajas.

Es importante notar que los coeficientes de correlación con la evaluación clínica resultaron ser iguales para el primer bloque de entrenamiento, es decir, la correlación con el puntaje de fuerza es la misma que para la espasticidad, pero en dirección opuesta para todos los índices. Esto es debido a que el aumento evaluado en la fuerza es de la misma magnitud que la disminución en la espasticidad. Es de esperarse que la precisión sea el índice con mayor correlación con las escalas clínicas, ya que fue el que mayor cambio registró de acuerdo con la **Tabla 4.5**. Se ha reportado que este índice es el que mayor correlación presenta con otras evaluaciones clínicas, aún por encima de la velocidad promedio [14]. De manera similar, se presentaron cambios al concluir el bloque en velocidad máxima, relación entre velocidades máxima – media, diferencia entre velocidades máxima – mínima y el número de picos en la velocidad (este último con excepción en la trayectoria 1) y por ello también se registraron correlaciones significativas. Mientras que los que menos cambios manifestaron fueron la velocidad media y la relación de longitud, por lo que no se presentó significancia en la correlación. Por otro lado, a pesar de la poca variabilidad presentada en el desempeño motor durante el segundo bloque de entrenamiento, se obtienen correlaciones medias con las escalas clínicas, específicamente con la precisión, la velocidad máxima y la relación entre velocidades máxima – mínima.

De acuerdo con este estudio de la correlación, la evolución en los aspectos motores de precisión y suavidad del movimiento podrían reflejar cambios en la fuerza, la espasticidad y el rango de movimiento del paciente. Sin embargo, en el presente trabajo de investigación se cuenta con una

Tabla 4.6. Correlación entre índices cinemáticos y escalas clínicas en el primer bloque de entrenamiento.

	Trayectoria 1		Trayectoria 2		Trayectoria 3	
	Fuerza	Espasticidad	Fuerza	Espasticidad	Fuerza	Espasticidad
VM	0.03	-0.03	-0.09	0.09	0.09	-0.09
VMAX	-0.61 ^a	0.61 ^a	-0.78 ^a	0.78 ^a	-0.82 ^a	0.82 ^a
RL	0.01	-0.01	-0.13	0.13	0.09	0.09
PR	-0.76 ^a	0.76 ^a	-0.88 ^a	0.88 ^a	-0.94 ^a	0.94 ^a
NP	-0.29 ^a	0.29 ^a	-0.79 ^a	0.79 ^a	-0.68 ^a	0.68 ^a
RVM	0.65 ^a	-0.65 ^a	0.79 ^a	-0.79 ^a	0.84 ^a	-0.84 ^a
DRV	-0.64 ^a	0.64 ^a	-0.52 ^a	0.52 ^a	-0.79 ^a	0.79 ^a

VM: velocidad media; VMAX: velocidad máxima; RL: relación de longitud; PR: precisión; NP: número de picos; RVM: relación entre velocidades media – máxima; DVM: diferencia entre velocidades máxima – mínima.

^a: Significancia $p < 0.01$.

Tabla 4.5. Correlación entre índices cinemáticos y escalas clínicas en el segundo bloque de entrenamiento.

	Trayectoria 4		Trayectoria 5		Trayectoria 6	
	Fuerza	ROM	Fuerza	ROM	Fuerza	ROM
VM	-0.06	0.13	0.02	0.12	0.18	0.39 ^b
VMAX	-0.45 ^b	-0.50 ^b	-0.25 ^b	-0.35 ^b	-0.65 ^b	-0.55 ^b
RL	-0.11	0.08	0.02	0.12	0.13	0.34 ^b
PR	-0.45 ^b	-0.74 ^b	-0.49 ^b	-0.75 ^b	-0.41 ^b	-0.69 ^b
NP	-0.60 ^b	-0.72 ^b	-0.11	-0.19 ^a	-0.29 ^b	-0.49 ^b
RVM	0.47 ^b	0.58 ^b	0.31 ^b	0.45 ^b	0.58 ^b	0.63 ^b
DRV	-0.23 ^a	-0.20 ^a	0.16	-0.28 ^b	-0.35 ^b	-0.21 ^a

ROM: rango de movimiento (por la traducción del inglés *range of motion*).

VM: velocidad media; VMAX: velocidad máxima; RL: relación de longitud; PR: precisión; NP: número de picos; RVM: relación entre velocidades media – máxima; DVM: diferencia entre velocidades máxima – mínima.

^a: Significancia $p < 0.05$; ^b: Significancia $p < 0.01$.

base de datos referente al desempeño y evolución de un único paciente. Por lo cual, es fundamental considerar una muestra de pacientes más amplia para validar las posibles relaciones existentes entre los índices cuantitativos y las escalas clínicas.

Durante el trabajo de investigación se contó con la participación voluntaria de dos personas, uno que fue tomado como control, es decir, que efectúa un movimiento saludable, y un paciente que presenta deficiencias motoras. Aunque los dos participantes pertenecen al mismo grupo poblacional de acuerdo con sus edades, hay diferencias entre las medidas antropométricas, presentadas al inicio del Capítulo. De acuerdo con los trabajos similares consultados, las medidas antropométricas no se toman en consideración en la comparación entre el desempeño de las personas saludables y los pacientes, por lo que no hay antecedentes que pudieran indicar la necesidad de realizar la comparación entre personas con medidas muy similares, aunque se resalta la escasez de estudios que realizan análisis comparativos, tanto con los índices de tipo cinemático como con parámetros fisiológicos. No obstante, se considera que las diferencias en las medidas antropométricas pudieran tener

implicaciones diferentes en los momentos articulares del hombro y codo durante el seguimiento de las trayectorias. Sin embargo, los índices cuantitativos de tipo cinemático seleccionados en este trabajo de investigación no evalúan directamente los momentos articulares, sino que se necesitaría de un análisis de correlación que determine la relación entre los momentos articulares con los aspectos motores, i.e., velocidad, eficiencia, precisión y suavidad de los movimientos, durante el seguimiento de las trayectorias y así, brindar evidencia sobre las posibles diferencias en los aspectos motores debido a las medidas antropométricas. Para ello, se requiere de la incorporación de sensores o sistemas de seguimiento visual que brinde información sobre los momentos articulares durante las sesiones de entrenamiento. Además, que el análisis estadístico en algunos índices de tipo cinemático no encontró diferencias significativas entre el desempeño del paciente con el voluntario sano al final de los bloques de entrenamiento, por lo que podría ser un indicador de que las diferencias en las medidas antropométricas no son tan relevantes en los aspectos motores.

4.3. Análisis de los índices de la actividad muscular

Con el objetivo de seguir aportando información cuantitativa que describa los mecanismos de la recuperación motora en pacientes con alguna limitación de movimiento, se ha incorporado el uso de sensores para adquirir la actividad muscular. A continuación, se presentan los resultados de la actividad muscular del paciente voluntario durante el programa de rehabilitación, a través del cálculo de los índices descritos en la **Sección 3.3.1**.

En la **Figura 4.8** se ilustra el comportamiento de los índices de la actividad muscular durante el seguimiento de la trayectoria 1 (ver **Figura 3.3.A**), durante el primer bloque de entrenamiento. A diferencia de los índices cinemáticos, en estos índices de la actividad muscular no se observan tendencias claras de aumento o decremento, más bien se presenta variación a lo largo de las sesiones. Por consiguiente, en el análisis estadístico se encontró que la sesión 1 es significativamente diferente a la sesión 12, así como en gran parte de las sesiones del bloque de entrenamiento ($p < 0.05$), y sólo destacan algunos periodos de estabilización. En cuanto al nivel de activación de los músculos flexores, hay una tendencia al aumento en el bíceps de la sesión 1 a la sesión 9, posteriormente y junto con el deltoides anterior se observa un descenso de la sesión 9 a la 12. Por otro lado, el nivel de activación de los músculos extensores se presenta relativamente similar desde la sesión 1 a la 10 en el caso del tríceps ($p > 0.05$), y una tendencia al aumento en deltoides posterior. Asimismo, el nivel de activación en los cuatro músculos resultó similar (entre 0.1 a 0.3 mV). Respecto a los ICC, se observa un periodo estable alrededor del 70% en el par de músculos bíceps – tríceps de la sesión 3 a la sesión 10 ($p > 0.05$) y una tendencia al aumento en el par deltoides anterior – posterior, aunque con mayor variación entre sesiones. También se observan sesiones en donde los datos de la actividad muscular difieren considerablemente con las demás sesiones, como ejemplo, las sesiones 1 y 6 en la activación del bíceps (ver **Figura 4.8.A**). En cuanto a las demás trayectorias del primer bloque (ver **Anexo C.1**), se observó un aumento en el nivel de activación de los músculos flexores en la trayectoria 2 y periodos de decremento en ambos músculos en la trayectoria 3. Mientras que, en los músculos extensores, se observó un patrón de decremento en las primeras seis sesiones y después un incremento en las últimas seis sesiones en ambos músculos, durante el seguimiento de las dos trayectorias. Por otro lado, en los ICC de ambos pares de músculos, se presenta una gran variación a lo largo de las sesiones en ambas trayectorias.

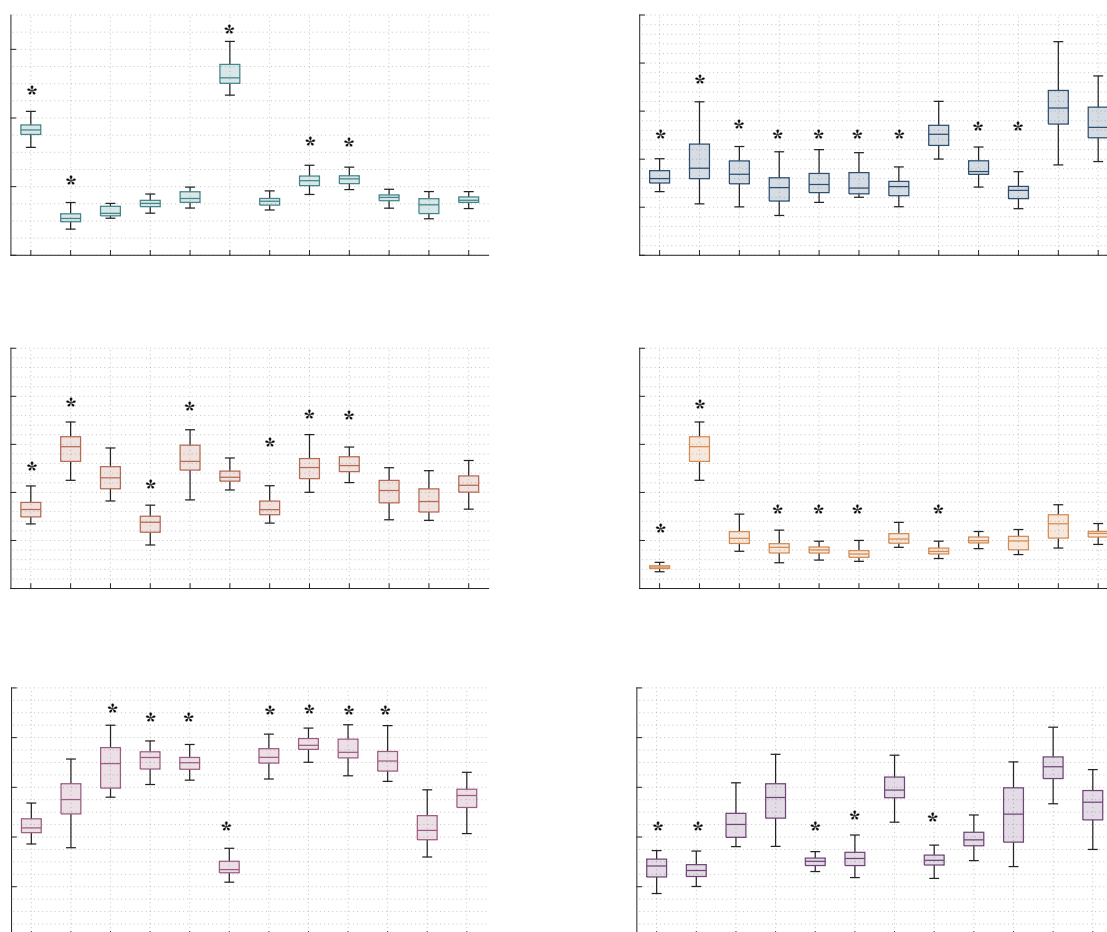


Figura 4.8. Seguimiento de los índices de la actividad muscular del paciente voluntario durante el primer bloque de entrenamiento y las diferencias significativas con la sesión 12.

Respecto al comportamiento durante el segundo bloque de entrenamiento, en la **Figura 4.9** muestra el comportamiento de los índices durante el seguimiento de la trayectoria 5 (ver **Figura 3.3.E**). Para esta trayectoria, se reportó que la sesión 13 fue significativamente diferente a la sesión 24 solamente en el nivel de activación del tríceps ($p < 0.05$). Además, se reportan más periodos de estabilización a diferencia del seguimiento del primer bloque. Para los músculos flexores, existe variación en el nivel de activación del bíceps a lo largo de las sesiones, mientras que en el deltoides anterior resultó un periodo de estabilización de la sesión 13 a la 16 ($p > 0.05$) y posteriormente una tendencia al aumento. En cuanto a los músculos extensores, se observan periodos de estabilización en la activación del tríceps de la sesión 13 a la 21 ($p > 0.05$) y en la activación del deltoides posterior de la sesión 15 a la 20 ($p > 0.05$). De igual manera, el rango en los niveles de activación en los cuatro músculos fue similar (entre 0.1 a 0.3 mV). Por otro lado, el ICC del par de músculos bíceps – tríceps se mantuvo estable alrededor del 80% de la sesión 13 a la 18 ($p > 0.05$), mientras que en el par de músculos deltoides anterior – posterior se obtuvo un comportamiento variable a lo largo de las

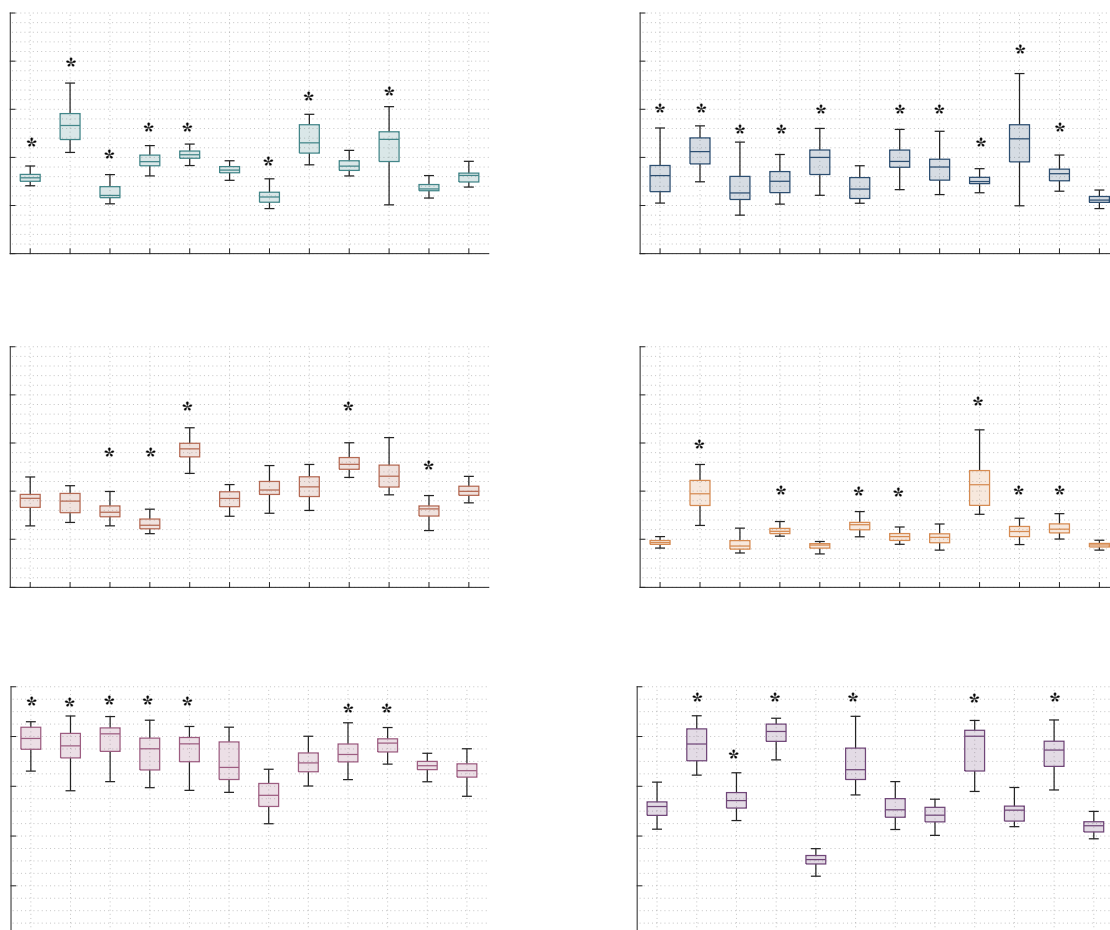


Figura 4.9. Seguimiento de los índices de la actividad muscular del paciente voluntario durante el segundo bloque de entrenamiento.

sesiones. En cuanto a las demás trayectorias del segundo bloque (ver **Anexo C.1**), el comportamiento del nivel de activación del bíceps fue variable a lo largo de las sesiones para ambas trayectorias. Mientras que la activación del deltoides anterior en la trayectoria 4 fue similar al descrito para la trayectoria 5, y se mantuvo similar en el seguimiento de la trayectoria 6 de la sesión 18 a la 22 ($p > 0.05$). Respecto a los músculos extensores, se observó una tendencia al decremento en la activación del tríceps en el seguimiento de ambas trayectorias. Mientras que en la activación del deltoides posterior se observó una tendencia al decremento en la trayectoria 4 de la sesión 14 a la 20 y un comportamiento variable en la trayectoria 6. Finalmente, para los ICC de ambos pares de músculos se observó un comportamiento similar al descrito para la trayectoria 5.

En la **Tabla 4.7** se muestra el cambio porcentual entre el inicio y el final de cada bloque de entrenamiento, para cada índice de la actividad muscular calculado durante el seguimiento de las seis trayectorias. Para el primer bloque de entrenamiento, se presenta un mayor aumento en los niveles de activación del deltoides posterior y en el ICC del par muscular deltoides anterior – posterior, siendo

Tabla 4.7. Cambio porcentual en los índices de la actividad muscular durante el programa de entrenamiento.

Bloque	Trayectoria	Nivel de activación				ICC	
		BIC	TRI	DEA	DEP	BIC-TRI	DEA-DEP
1	1	-56.10%	66.76%	30.70%	156.63%	29.84%	90.54%
	2	-45.55%	-25.85%	57.38%	291.90%	89.13%	153.86%
	3	-21.75%	6.71%	65.72%	226.12%	176.17%	111.97%
2	4	-1.84%	-44.40%	0.14%	18.06%	1.30%	17.82%
	5	3.11%	-31.38%	7.84%	-5.31%	-16.34%	-14.90%
	6	-8.88%	-23.29%	-1.53%	-14.09%	-15.48%	-11.50%

La cantidad de cambio se expresa de forma de porcentaje entre la primera y última sesión de cada bloque de entrenamiento [(valor primera sesión – valor última sesión) / valor primera sesión × 100%]. Los valores positivos indican aumento y los valores negativos indican disminución.

ICC: Índice de Co-contracción.

BIC: Bíceps Braquial; TRI: Tríceps Braquial; DEA: Deltoides Anterior; DEP: deltoides posterior.

incluso mayor al 100%. En cuanto al segundo bloque de entrenamiento, se registró un mayor decremento en la activación del tríceps. Es importante notar que las tasas de cambio del primer bloque son superiores a las registradas en el segundo bloque de entrenamiento en todos los índices calculados. Además, el primer bloque de entrenamiento conserva las mismas tendencias en el cambio, ya sea de aumento o decremento (con excepción del nivel de activación del tríceps en la trayectoria 2) a diferencia de las reportadas en el segundo bloque. No obstante, es importante considerar las variaciones presentadas en los índices a lo largo de las sesiones (ilustradas por la **Figura 4.8** y **Figura 4.9**) para una correcta interpretación de los resultados registrados en la **Tabla 4.7**. Como ejemplo, se observa un decremento en el nivel de activación del bíceps en las trayectorias 1 y 2, sin embargo, al analizar la **Figura 4.8** y el **Anexo C.1** se observa que en la sesión 1 el nivel de activación es considerablemente diferente a las demás sesiones posteriores. En cambio, si se observan los niveles de activación de los músculos extensores de las trayectorias 4 a 6 (ver **Figura 4.9** y el **Anexo C.1**), los resultados presentados en la **Tabla 4.7** sugieren una correcta interpretación.

El principal objetivo del análisis de la actividad muscular es evaluar cuantitativamente la evolución del sistema motor durante un proceso de rehabilitación. Mientras que en el seguimiento de los índices cinemáticos, presentados en la **Sección 4.2**, se observaron claras tendencias entre las trayectorias de cada bloque de entrenamiento y periodos de estabilización, esto no fue observado en los índices de la actividad muscular. En trabajos similares se ha reportado que los índices cinemáticos son los primeros en alcanzar una fase de estabilización antes que los índices de la actividad muscular [11], [82]. Por tanto, se sugiere que la habilidad motora aún debe ser mejorada debido la presencia de variación en los índices de la actividad muscular, incluso en las últimas sesiones de cada bloque de entrenamiento. Adicionalmente, la variación presentada en el nivel de activación y los ICC a lo largo de las sesiones podría deberse a que se incluye la respuesta muscular ante diferentes resistencias, i.e., el cálculo de los índices incluye las señales obtenidas del seguimiento de las trayectorias durante las tres resistencias (alta, media y baja) y, por lo tanto, no se evidencia claramente un comportamiento predominante en los índices.

Por otro lado, los índices de la actividad muscular seleccionados para esta investigación han sido estudiados durante programas de entrenamiento con dispositivos robóticos [11], [69], [82]. De acuerdo con la revisión bibliográfica, los pacientes presentan una disminución tanto en los niveles de activación como en los ICC. Además, la disminución en los niveles de activación está relacionada a la reducción en la espasticidad del miembro afectado. Sin embargo, los resultados obtenidos no son similares a los esperados de acuerdo con la consulta en la literatura. Al finalizar el primer bloque de entrenamiento, el paciente voluntario presentó menor espasticidad y, aunque se manifiestan periodos de decremento en los niveles de activación durante el seguimiento de las trayectorias de este bloque, la tendencia no es predominante para poder atribuirlo como la causa de la reducción en la espasticidad muscular. Por otra parte, los ICC ayudan a determinar la contracción simultánea entre pares de músculos. En el caso de los pares seleccionados, bíceps – tríceps y deltoides anterior – posterior, tienen una acción antagonista/agonista en los movimientos de flexión y extensión del codo y hombro, respectivamente [19]. Mientras que el seguimiento de las trayectorias implementadas requiere de movimientos coordinados de flexo-extensión y abducción-aducción en las articulaciones del hombro y codo, a lo largo de todo el ciclo de la trayectoria. Por consiguiente, otra razón por la cual existe gran variación en los datos y no son consistentes con lo reportado en literatura, es que el cálculo de los índices no es el más adecuado. En este caso, se requiere de una segmentación de los tipos de movimiento necesarios para realizar cada trayectoria y, con ello, realizar el seguimiento de la activación de los músculos lo más independientemente posible.

Por otro lado, se han evidenciado las estrategias de compensación que los pacientes con trastornos neuromusculares desarrollan en los movimientos del miembro superior, mediante el uso de músculos del brazo, pecho y espalda, que no son necesarios en personas sanas y la supresión de los que sí son utilizados en sanos al hacer un mismo movimiento [43]. Por lo que la variación en los índices a lo largo de las sesiones podría reflejar estos mecanismos de compensación en las activaciones musculares debido a la libertad de movimientos que permite el dispositivo robótico de efector final utilizado en el trabajo de investigación. Esto es, que en cada sesión exista, a su vez, variación en los músculos que participan para realizar el movimiento debido a los mecanismos de compensación, teniendo en cuenta la posible participación de músculos del torso y que no fueron estudiados en este trabajo de investigación.

4.3.1. Análisis comparativo

Con el objetivo de analizar los patrones musculares del paciente voluntario en comparación con los del voluntario sano, se calculó el valor promedio de la actividad muscular normalizada durante todos los ciclos realizados en una sesión de entrenamiento en ambos participantes. Como ejemplo, en la **Figura 4.10** se ilustra un patrón promedio resultante. Las líneas finas corresponden a la envolvente de la señal de SEMG normalizada durante los 36 ciclos de la sesión de entrenamiento, mientras que la línea gruesa corresponde al promedio calculado tanto del voluntario sano (derecha, en azul) como del paciente voluntario en las sesiones 1 (en medio, en morado) y 12 (izquierda, en verde). Este proceso se realizó en la activación muscular durante el seguimiento de cada trayectoria para evaluar la similitud con los patrones del voluntario sano.

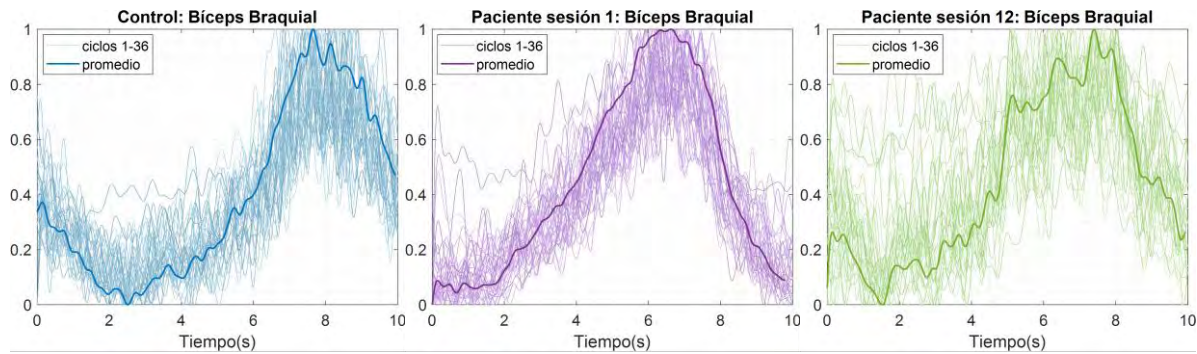


Figura 4.10. Patrón promedio de la activación muscular del bíceps braquial. Izquierda, control; en medio y a la derecha, paciente voluntario durante las sesiones 1 y 12, respectivamente.

En la **Figura 4.11** se presentan los patrones de activación de cada músculo y de co-contracción entre pares musculares del voluntario sano (en azul), así como los del paciente voluntario en la sesión 1 (en morado) y la sesión 12 (en verde) durante el seguimiento de la trayectoria 1, con su respectiva desviación estándar (en sombreado). De acuerdo con las gráficas obtenidas, se pueden resaltar las diferencias en la activación muscular del paciente voluntario en la sesión 1. Por ejemplo, la activación del bíceps se manifestó con anterioridad en el paciente en comparación con el voluntario sano y, como resultado, lo mismo ocurre en el patrón de co-contracción en el par muscular bíceps – tríceps. Asimismo, en la activación del deltoides posterior del paciente voluntario se presenta una contracción inicial (alrededor del segundo 2), mientras que en la activación del voluntario sano se manifiesta al final del ciclo (alrededor del segundo 7). De forma similar, se manifiestan diferencias durante el seguimiento de las trayectorias 2 y 3 del primer bloque de entrenamiento (ver **Anexo C.2**). Además, al finalizar el bloque de entrenamiento se observa que la activación muscular es más parecida a la del voluntario sano como resultado del traslape en las señales. No obstante, se observa mayor dispersión en los datos de la sesión 12 en comparación con las correspondientes de la sesión 1, lo cual se deduce de por la mayor amplitud en el sombreado de las señales.

De igual manera se muestra, la activación muscular durante el seguimiento de la trayectoria 5 en la **Figura 4.12**. Para este caso, la mayoría de las señales del paciente voluntario tanto al inicio como al final del segundo bloque de entrenamiento se traslapan con las del voluntario sano. Por lo tanto, casi no se presentan diferencias entre la activación muscular del paciente voluntario en las sesiones 13 y 24. Esto mismo ocurre durante el seguimiento de las trayectorias 4 y 6 (ver **Anexo C.2**). Además, la dispersión de los datos del paciente voluntario se mantiene similar en ambas sesiones o incluso disminuye para el final del bloque de entrenamiento, como ocurre en la activación del tríceps durante el seguimiento de la trayectoria 6. En la **Tabla 4.8** se muestra la similitud en la activación muscular del paciente al inicio y final del bloque de entrenamiento con respecto al voluntario sano, durante el seguimiento de las seis trayectorias y que fue calculada a través de la **Ecuación (14)**.

La comparación de los patrones de activación muscular respecto al de un voluntario sano, permite estudiar las diferencias en las contracciones anormales que son las causantes de un desempeño motor deficiente. Se ha reportado que las personas que tienen limitación en el movimiento de sus extremidades, debido a alguna lesión neurológica, aprenden a no usar el miembro afectado y

Trayectoria 1

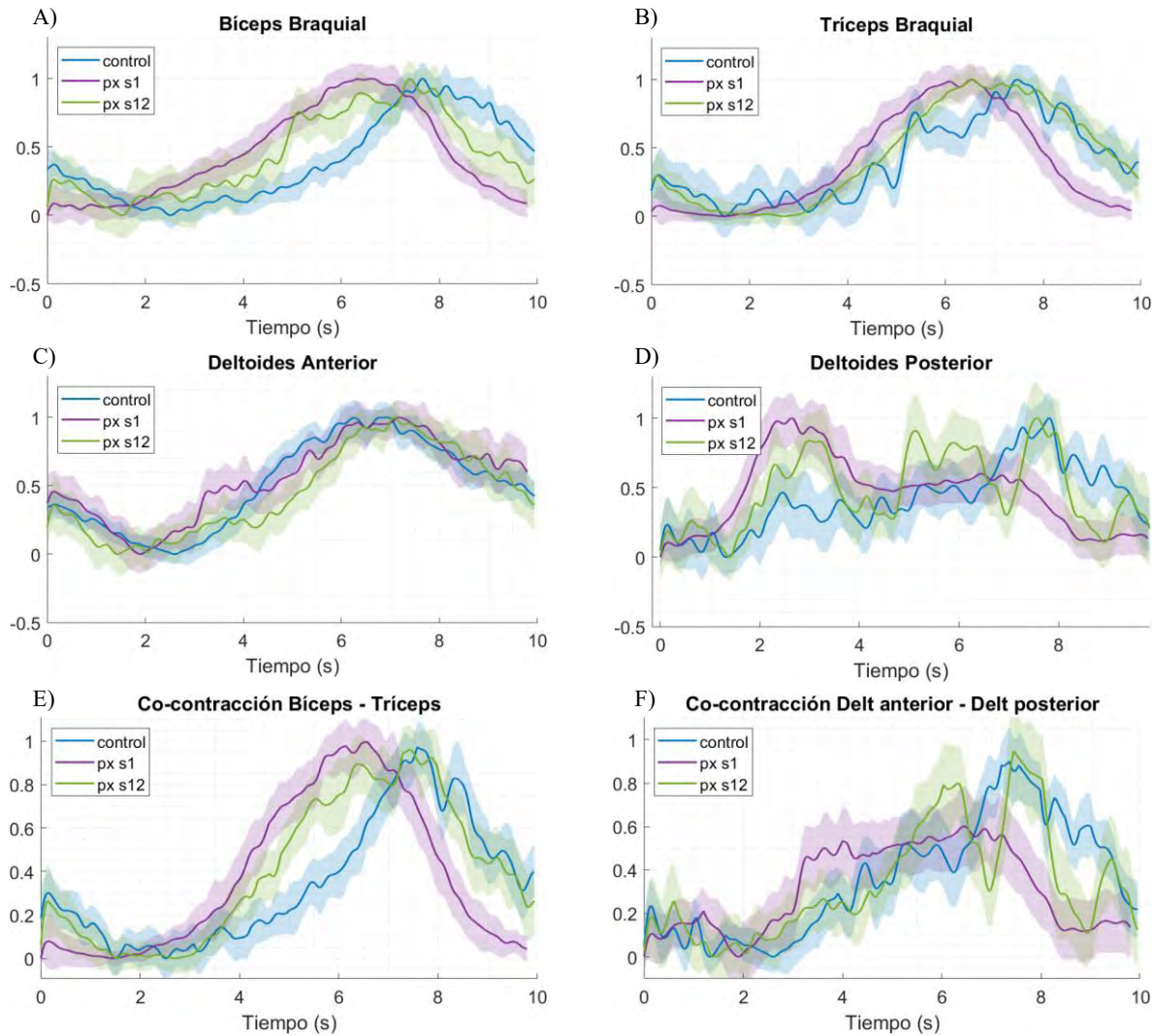


Figura 4.11. Comparación de los patrones de activación y co-contracción del paciente voluntario respecto al control, durante el seguimiento del primer bloque de entrenamiento.

A-D) Patrones promedio de activación. E-F) Patrones de activación simultánea.

no usar ciertos músculos, lo cual afecta considerablemente la oportunidad de recuperación [87]. Además, los patrones de co-contracción nos indican la acción conjunta entre pares musculares necesaria para permitir un movimiento satisfactorio. De acuerdo con la **Tabla 4.8**, la activación del deltoides anterior del paciente voluntario se mantuvo muy similar (más del 95% en la mayoría de los casos) a la del voluntario sano, durante el seguimiento de todas las trayectorias. Mientras que la similitud en la activación del bíceps se mantuvo mayormente por debajo del 80% que, si bien no es un porcentaje desfavorable, indica que aún se puede alcanzar una similitud más cercana a un patrón saludable y realizar los movimientos de flexión de manera más satisfactoria. Asimismo, se encontró que la similitud en la activación del bíceps, tríceps y deltoides anterior incrementó en mayor medida durante el primer bloque de entrenamiento. Esto es consistente con los resultados obtenidos con los índices cinemáticos, lo que refuerza la idea de que existe una transferencia de la recuperación lograda

Trayectoria 5

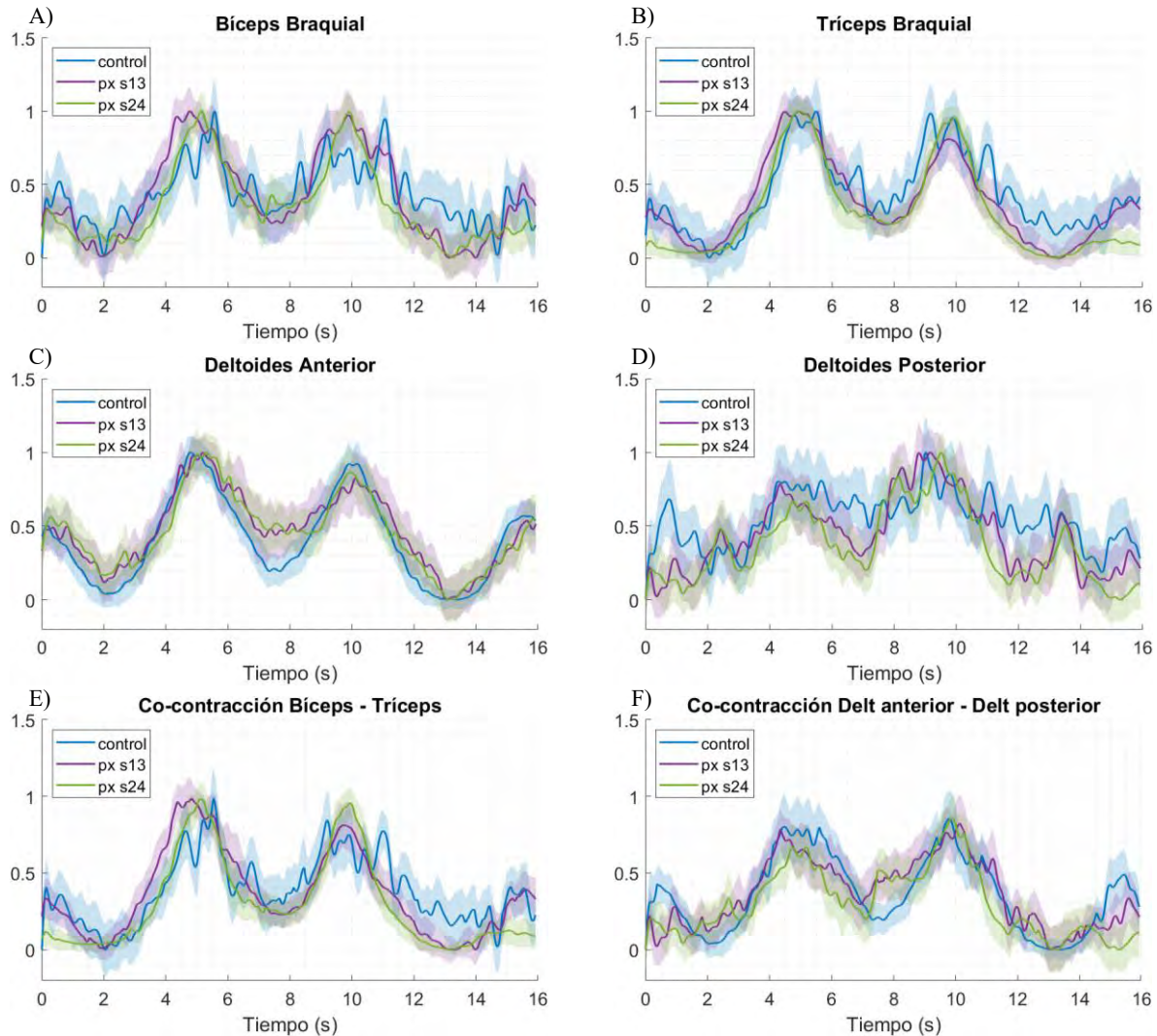


Figura 4.12. Comparación de los patrones de activación y co-contracción del paciente voluntario respecto al control, durante el seguimiento del segundo bloque de entrenamiento.

A-D) Patrones promedio de activación. E-F) Patrones de activación simultánea.

durante el primer bloque de entrenamiento para realizar movimientos diferentes a los practicados a lo largo de las sesiones. No obstante, aunque la similitud se mantuvo relativamente constante al inicio y al final del segundo bloque de entrenamiento, se manifestó una leve reducción al final del programa en comparación con la sesión 13. Esto podría ser debido al aumento en la resistencia del robot durante este bloque de entrenamiento, lo que sugiere que el paciente voluntario podría necesitar de más sesiones de entrenamiento que le permitan estabilizar el movimiento mediante una mejor coordinación muscular.

El estudio de los patrones de activación muscular y co-contracción resulta ser más de carácter informativo durante el seguimiento de maniobras complejas, a diferencia del simple cálculo de los índices como se mencionó anteriormente en la **Sección 4.3**. Como ejemplo, la tendencia al aumento manifestada en la activación del bíceps y el deltoides posterior durante el seguimiento en la trayectoria

Tabla 4.8. Similitud de la activación muscular entre el paciente voluntario y el voluntario sano.

Bloque Trayectoria			Nivel de activación				Co-contracción	
			BIC	TRI	DEA	DEP	BIC-TRI	DEA-DEP
1	1	Sesión 1	0.772	0.867	0.981	0.763	0.790	0.836
		Sesión 12	0.910	0.977	0.972	0.884	0.948	0.916
	2	Sesión 1	0.856	0.945	0.967	0.930	0.918	0.923
		Sesión 12	0.876	0.933	0.972	0.923	0.929	0.917
	3	Sesión 1	0.807	0.797	0.975	0.796	0.661	0.860
		Sesión 12	0.895	0.945	0.926	0.922	0.899	0.903
2	4	Sesión 13	0.849	0.949	0.979	0.937	0.912	0.977
		Sesión 24	0.857	0.914	0.968	0.939	0.850	0.952
	5	Sesión 13	0.941	0.957	0.973	0.934	0.942	0.954
		Sesión 24	0.924	0.938	0.969	0.900	0.916	0.919
	6	Sesión 13	0.840	0.926	0.958	0.930	0.925	0.940
		Sesión 24	0.802	0.949	0.986	0.911	0.937	0.937

1 (ver **Figura 4.11.A** y **Figura 4.11.D**), puede estar relacionada a la presencia de contracciones musculares que no se presentaron en la sesión 1, pero se desarrollaron durante el programa de entrenamiento dando como resultado un patrón más similar al del voluntario sano (ver **Figura 4.11.A** alrededor del segundo 1 y **Figura 4.11.B** a partir del segundo 4). Aun así, el aumento en los periodos de estabilización observados en la **Figura 4.9** y en general en las trayectorias del segundo bloque de entrenamiento, coinciden con la similitud mantenida entre las sesiones inicial y final de este bloque.

Al realizar el análisis comparativo de los patrones de activación y coordinación musculares, se demuestra que no es de esperarse un decremento en los índices de nivel de activación y co-contracción, como se había planteado inicialmente. En cambio, los índices reflejan la evolución en las activaciones musculares que, de acuerdo con la condición o desempeño inicial del paciente, se requiere ya sea de un aumentar o disminuir la activación de cierto músculo para poder realizar los movimientos necesarios para lograr el seguimiento de la trayectoria requerida. Esto es, en el estudio de tareas que requieren de mayor coordinación de movimientos, los índices más bien caracterizan el comportamiento muscular del paciente y su evolución a un movimiento más saludable. Finalmente, aunque los índices cinemáticos aportan información de los aspectos motores para la realización de un movimiento, es imperativo aportar un análisis de la actividad muscular para determinar si existen patrones musculares anormales que indiquen estrategias de compensación, en lugar de desarrollar una recuperación favorable.

Capítulo 5

Conclusiones

En este proyecto de investigación se llevó a cabo la implementación de un sistema de rehabilitación mediante el uso de un sistema robot de efector final, así como el desarrollo de una interfaz gráfica de usuario que permitió la retroalimentación visual del desempeño y la incorporación de un sistema de adquisición de la actividad muscular. Además, se estableció un protocolo de entrenamiento basado en el seguimiento de seis trayectorias implementadas específicamente para este trabajo de investigación y la adquisición de la actividad de los músculos principales para el movimiento del miembro superior. Asimismo, se contó con el apoyo de una experta fisioterapeuta que aportó la retroalimentación durante la selección de las trayectorias, el diseño del protocolo experimental y realizó las evaluaciones clínicas durante el programa de entrenamiento. Finalmente, la evaluación cuantitativa se realizó mediante el cálculo de índices basados en la cinemática del movimiento y la actividad muscular de un paciente y un sujeto sano que participaron como voluntarios.

Durante el presente trabajo de investigación se propuso un protocolo de terapia basado en un esquema de repeticiones y resistencia. Este protocolo fue recomendado por la experta en fisioterapia con base en la evaluación inicial del paciente. El entrenamiento se enfocó principalmente en el aumento de la fuerza del miembro afectado, especialmente en los músculos del hombro, con la finalidad de que el paciente mejorara el control de los movimientos. De acuerdo con los resultados obtenidos en la evaluación clínica, se demostró que el programa de entrenamiento planteado tuvo un efecto favorable en la rehabilitación del paciente. Al finalizar ambos bloques de entrenamiento, se observó un aumento en la fuerza tanto de los músculos flexores como los extensores, además, se logró un incremento en los rangos de movimiento en la extensión y abducción del hombro. Por lo tanto, el programa propuesto resultó ser beneficioso para aumentar la fuerza del paciente y las trayectorias seleccionadas permitieron mejorar el rango de movimiento.

La evaluación cuantitativa realizada en el presente trabajo de investigación, demostró que los índices estudiados describen aspectos de la función motora y la activación muscular durante el seguimiento de trayectorias. Los índices cuantitativos cinemáticos caracterizaron aspectos de la función motora como la velocidad, la suavidad y la eficiencia del movimiento. Mientras que el análisis de la actividad eléctrica del músculo brindó información acerca de las activaciones y coordinaciones musculares del miembro afectado.

La metodología de evaluación cuantitativa propuesta permitió describir la evolución del paciente a lo largo del programa de entrenamiento. La evaluación a través de los índices cinemáticos seleccionados demostró ser consistente con otros resultados reportados previamente en la literatura. De acuerdo con los resultados cinemáticos, se encontró que el paciente voluntario realizó movimientos con mayor precisión, control y eficiencia al final del programa de entrenamiento. Estas características son propias de un movimiento hábil y sugieren un proceso de recuperación motora debido a la eficiencia del programa de entrenamiento.

Por otro lado, el análisis de la actividad muscular demostró un incremento y gran variación en la activación de los músculos a lo largo del entrenamiento. De acuerdo con la revisión en la literatura especializada, los análisis de la activación y coordinación muscular se han realizado en el estudio de los movimientos funcionales del miembro superior (flexión, extensión, abducción, entre otros). Mientras que, en los estudios consultados utilizaban los índices de nivel de activación e ICC únicamente como indicadores del esfuerzo muscular, este trabajo de investigación demostró que los índices podrían ser utilizados como una herramienta para caracterizar los comportamientos musculares, especialmente en el seguimiento de trayectorias complejas. Esto fue de igual manera demostrado por el análisis comparativo de los patrones de activación y coordinación muscular del paciente voluntario y los del voluntario sano.

El desempeño alcanzado al final del programa de rehabilitación apunta a la mejoría en las capacidades motoras del paciente voluntario, de acuerdo con la evaluación clínica y cuantitativa. A pesar de contar con la participación de un solo paciente voluntario en el trabajo de investigación, el aprendizaje motor demostrado por los índices de tipo cinemático es consistente con los comportamientos de recuperación motora descritos en estudios similares con dispositivos robóticos y que cuentan con una muestra de pacientes más grande. Es por lo que se tienen altas expectativas de que el protocolo de entrenamiento propuesto sea beneficioso en la rehabilitación física de pacientes con trastornos musculares y que sea respaldado por la evaluación cuantitativa. Sin embargo, se insiste en la necesidad de efectuar una investigación con mayor cantidad de pacientes participantes, bajo un protocolo aprobado por el comité de ética, con la finalidad de proveer de mayor sustento. Además, de acuerdo con las reuniones de retroalimentación con la licenciada en fisioterapia, es imperativo contar con una evaluación inicial del paciente que valore la condición inicial, las necesidades y las expectativas que son alcanzables por el programa de rehabilitación asistido por el dispositivo robótico.

De este proyecto de investigación se derivan contribuciones importantes para el estudio de la evolución motora. En específico, los análisis comparativos de los aspectos cinemáticos y los patrones de activación y co-contracción muscular demostraron una evolución favorable en el desempeño del paciente al asemejarse al del voluntario sano al finalizar el entrenamiento. Este tipo de análisis no se encontró en la literatura consultada, por lo tanto, el trabajo realizado complementa los estudios de la recuperación motora. Además, este trabajo de investigación resalta la importancia de implementar diferentes metodologías que ayuden a la comprensión de la recuperación motora, especialmente durante la realización de movimientos complejos. Esto es relevante debido a que las actividades de la vida cotidiana requieren de esta complejidad en el movimiento y los índices seleccionados en este trabajo podrían evaluar la función motora en estas actividades.

Con base en los resultados de nuestro estudio, se demuestra que la metodología propuesta puede ser aplicada para la evaluación progresiva del proceso de rehabilitación física asistida por dispositivos robóticos y que es consistente con la evaluación realizada mediante escalas clínicas tradicionales. Además, se mostró que la combinación de mediciones cinemáticas y electrofisiológicas de los músculos ofrece nuevas perspectivas para el entendimiento de la evolución y recuperación motora en pacientes con alguna deficiencia en el movimiento.

Una de las principales limitaciones de esta investigación fue la escasa cantidad de voluntarios que participaron en la misma, así como las limitantes de tiempo que caracterizan un proyecto de maestría que no permitieron obtener una base de datos más extensa con un mayor número de voluntarios y poder caracterizar la función motora durante el seguimiento de las trayectorias. Además, si bien se contó con el apoyo por parte de una experta en fisioterapia, se reconoce la importancia de contar de igual manera con un experto clínico neurológico para la evaluación a través de escalas clínicas específicas a cierta condición neurológica.

Finalmente, con base en la experiencia adquirida durante el desarrollo del trabajo de investigación surgen algunas áreas de oportunidad, entre las que podemos mencionar las siguientes:

- La integración de un mayor número de sensores con la finalidad de tener una evaluación más certera y acorde a los aspectos funcionales evaluados mediante escalas clínicas. Como ejemplo, la inclusión de un acelerómetro o goniómetro electrónico permite evaluar los momentos articulares y brinda mayor información acerca de la acción conjunta o independiente del movimiento del codo y el hombro, durante la realización de maniobras complejas. Esto podría mejorar el estudio de los rangos de movimiento del paciente e identificar deficiencias. De igual manera, la inclusión de un sensor de fuerza permitirá obtener mediciones directas de esta variable de interés para la evaluación clínica.
- La búsqueda de metodologías que brinden información cuantitativa relevante sobre la actividad muscular y sinergias motoras, durante el desarrollo de tareas de movimiento más complejas.
- La propuesta de un índice general con base en las evaluaciones cuantitativas. Esto es, contar con un puntaje global de desempeño derivado de los índices cuantitativos seleccionados. Por lo tanto, será posible calificar el rendimiento del paciente y detectar patrones característicos o tendencias de mejora, con la finalidad de implementar nuevos movimientos o estrategias de terapia que posibiliten la mejora continua del paciente.
- El desarrollo de una GUI más atractiva hacia los pacientes. Por ejemplo, se pueden desarrollar juegos específicos que le permitan al paciente realizar los movimientos de la terapia y que, a la vez, mantengan su atención durante toda la sesión de entrenamiento.
- Desarrollar algoritmos de inteligencia artificial para la evaluación automática del proceso de recuperación motora en terapias de rehabilitación asistida por robots.

Anexo A

Carta de consentimiento informado

San Luis Potosí, S.L.P., a ____ de _____ de 20__

Consentimiento Informado

Título de la investigación: Evaluación cuantitativa basada en electromiografía para terapia asistida por robots.

Realizado por: I.B. Jimena García Silva.

Asesorado por: Dr. Marco Octavio Mendoza Gutiérrez, Dr. Bersaín Alexander Reyes.

Posgrado en Ciencias de la Vida, Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí.

Sede donde se realizará el estudio: Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Zona Universitaria Poniente.

Nombre del paciente: _____

A usted se le está invitando a participar en este estudio de investigación médica. Antes de decidir, necesita entender por qué se está realizando esta investigación y en qué consistirá su participación. Por favor tómese el tiempo que usted necesite, para leer la siguiente información cuidadosamente y pregunte cualquier cosa que no comprenda. Si usted lo desea puede consultar con personas de su confianza (Familiar y/o Médico tratante) sobre la presente investigación.

Una vez que haya comprendido el estudio y si usted desea participar, entonces se le pedirá que firme esta carta de consentimiento, de la cual se le entregará una copia firmada y fechada.

Objetivo del estudio

Realizar un programa de entrenamiento en el cual, el usuario podrá realizar terapia física asistida por un dispositivo robótico para la rehabilitación del hombro y el codo. Recopilar la actividad muscular del brazo y la trayectoria hecha por el usuario para su posterior procesamiento y evaluar el desempeño del usuario.

Procedimientos del estudio

El entrenamiento cuenta con 20 sesiones. Se requiere de al menos tres sesiones a la semana con un máximo de cuatro sesiones, a lo largo de 3 a 7 semanas consecutivas. Cada sesión de entrenamiento tiene una duración de 1 a 1.5 horas. Se realiza una evaluación clínica conducida por un experto

terapeuta al inicio, durante y al finalizar el programa de entrenamiento. En las sesiones de entrenamiento se le pide al usuario que realice diferentes figuras en el plano transversal sobre una mesa de trabajo de manera repetitiva. El usuario hace uso de un dispositivo robótico de efector final que asiste el movimiento requerido y obtiene retroalimentación visual.

Durante estas sesiones se obtendrá la actividad eléctrica de los músculos de interés en el movimiento del hombro y el codo, así como de algunos datos cinemáticos que proporcionan información de la calidad del movimiento realizado por el usuario.

1. ¿Por qué he sido invitado a participar en este estudio?

- a. Se le invitó a participar como sujeto de control para este estudio al no contar con alguna discapacidad o limitación de movilidad en los miembros superiores.
- b. Se le invitó a participar como paciente para este estudio ya que cuenta con algún grado de discapacidad o limitación de movilidad en los miembros superiores y es apto para recibir rehabilitación física de acuerdo con la valoración terapéutica.

2. ¿Estoy obligado a participar?

Su participación es voluntaria, anónima y confidencial; no tiene que participar forzosamente. No habrá impacto negativo alguno si decide no participar en la investigación, y no demeritará de ninguna manera la calidad de la atención que reciba por parte del personal de fisioterapia María Paula Arce Espinosa, en término de sus derechos como paciente.

3. ¿Recibiré alguna compensación por mi participación?

No recibirá ninguna compensación por la participación ni se verá afectado por no participar.

4. Una vez que acepte participar, ¿es posible retirarme del estudio?

Se le informa que usted tiene el derecho, en cualquier momento y sin necesidad de dar explicación de dejar de participar en la presente investigación, sin que esto disminuya la atención y calidad o se creen prejuicios para continuar con sus tratamientos y la atención que como paciente le otorga María Paula Arce Espinosa. Únicamente avisando a alguno de los investigadores su decisión y firmando una carta de revocación del consentimiento.

5. ¿En qué casos se me puede suspender del estudio?

Se le puede suspender del estudio al recibir la orden, por parte del personal terapéutico que está a cargo de su evaluación médica, de no continuar con el procedimiento por cualquier motivo que afecte su integridad.

6. ¿Qué sucede cuando el estudio termina?

Los resultados, de manera anónima, podrán ser publicados en revistas de investigación científica o podrán ser presentados en congresos, además de ser presentados e incluidos en la redacción de la Tesis de este estudio.

Es posible que sus datos no personales puedan ser usados para otros proyectos de investigación relacionados, previa revisión y aprobación por los Comités de Investigación y de Ética en Investigación.

7. ¿A quién debo dirigirme si tengo alguna complicación, preocupación o problema relacionado con el estudio?

Cualquier duda, preocupación o queja acerca de algún aspecto de la investigación o de la forma en que he sido tratado durante el transcurso de esta, por favor contacte a los investigadores principales:

- I.B. Jimena García Silva (principal estudiante de investigación),
o TEL: 444 301 66 27
o Correo: A230307@alumnos.uaslp.mx
- Dr. Marco Octavio Mendoza Gutiérrez (principal asesor de la investigación)
o TEL: 444 826 24 91 ext. 5615
o Correo: marco.mendoza@uaslp.mx

y fisioterapeuta:

- María Paula Arce Espinosa

Aclaraciones

- a) Su decisión de participar en la presente Investigación es completamente voluntaria.
- b) No habrá ninguna consecuencia desfavorable para usted, en caso de no aceptar la invitación.
- c) En el transcurso de la Investigación, usted podrá solicitar información actualizada sobre la misma, al investigador responsable.
- d) La información obtenida en esta investigación, utilizada para la identificación de cada participante será mantenida con estricta confidencialidad, conforme la normatividad vigente.
- e) Se le garantiza que usted recibirá respuesta a cualquier pregunta, duda o aclaración acerca de los procedimientos, riesgos, beneficios u otros asuntos relacionados con la presente investigación

Firma de Carta de Consentimiento

Fecha ____/____/20____

Yo, _____ he leído y comprendido la información anterior y mis preguntas han sido respondidas de manera satisfactoria. He sido informado respecto de los procedimientos que implica este estudio, así como de los riesgos a los que estaré expuesto y entiendo que los datos obtenidos en el estudio pueden ser publicados o difundidos con fines científicos. Convengo en participar en este estudio de investigación en pleno uso de mis facultades. Recibiré una copia firmada y fechada de esta carta de consentimiento.

Nombre y firma del participante

Fecha

Esta parte deber ser completada por el investigador (o su representante):

He explicado al Sr(a). _____ la naturaleza y los propósitos de la investigación; le he explicado acerca de los riesgos y beneficios que implica su participación. He contestado a las preguntas en la medida de lo posible y he preguntado si tiene

alguna duda. Acepto que he leído y conozco la normatividad correspondiente para realizar la investigación con seres humanos y me apegó a ella.

Una vez concluida la sesión de preguntas y respuestas, se procedió a firmar el presente documento.

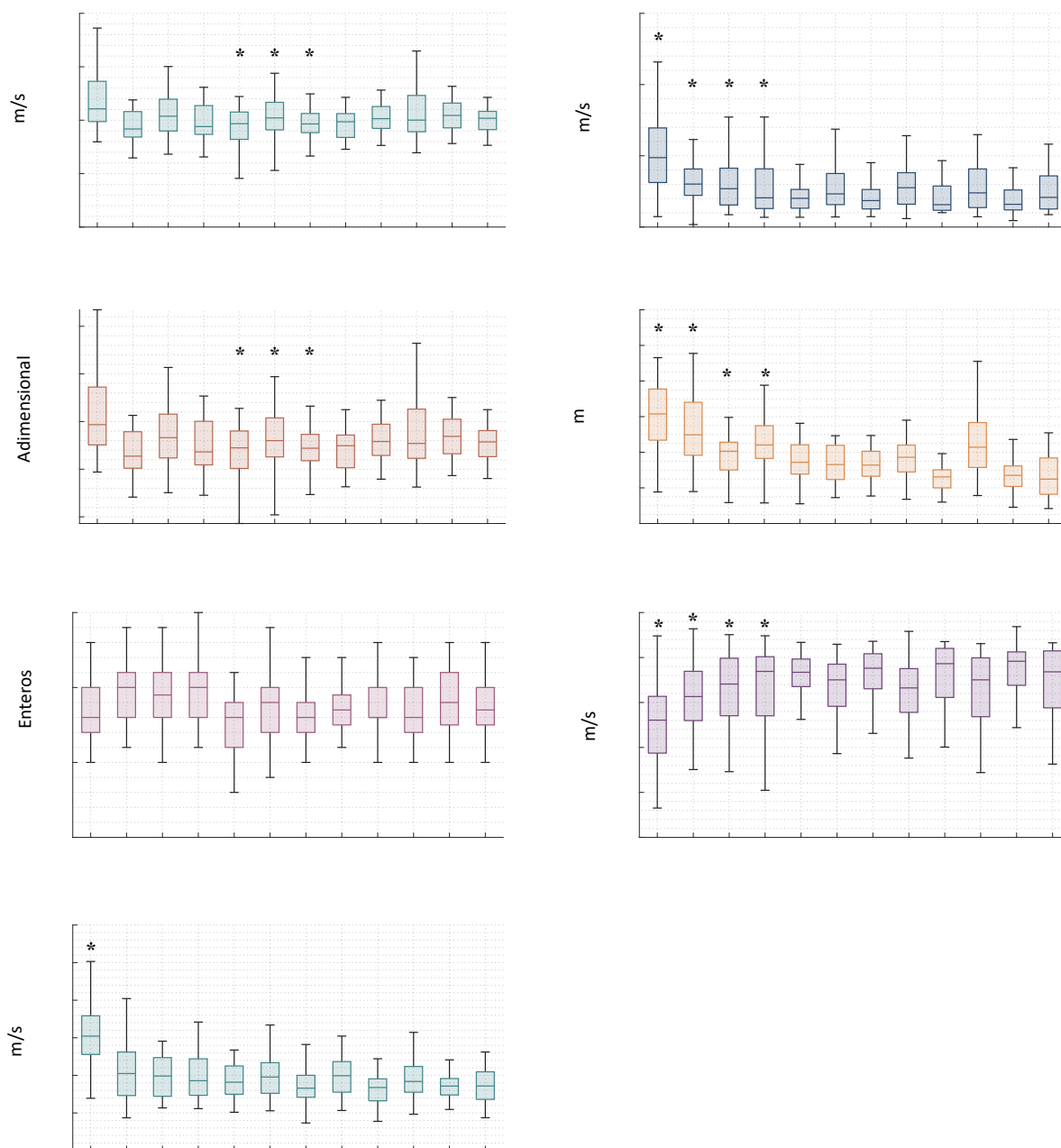
Nombre y firma del investigador

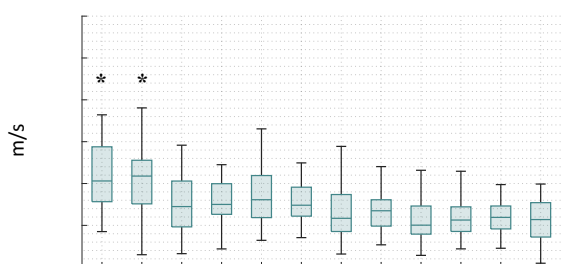
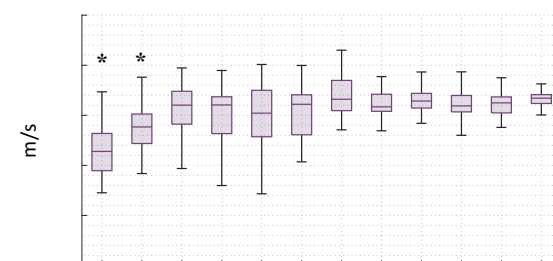
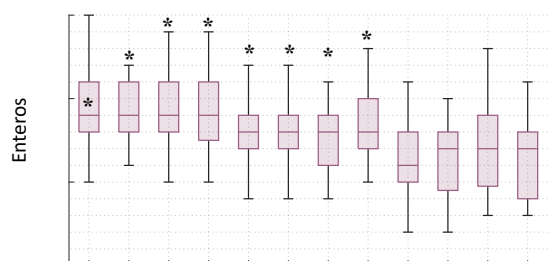
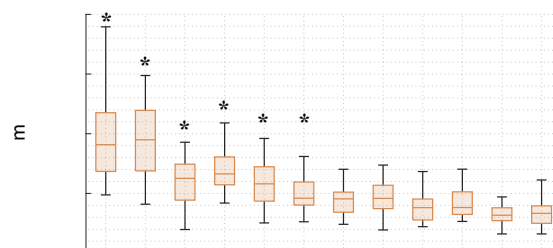
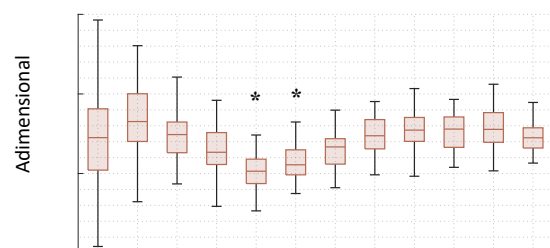
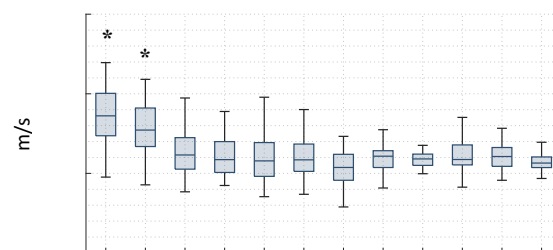
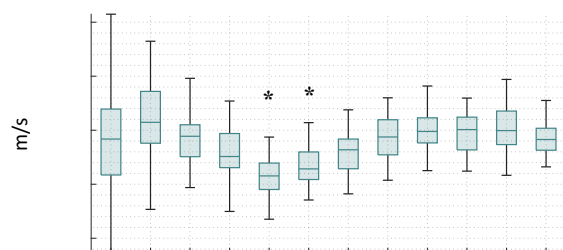
Fecha

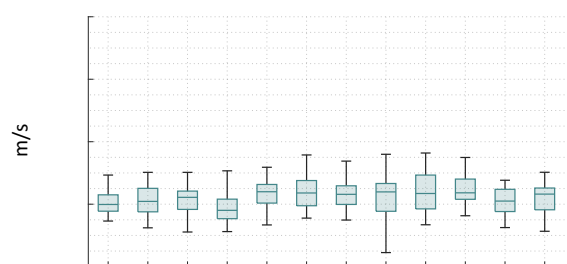
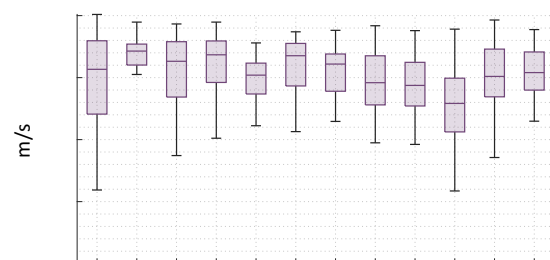
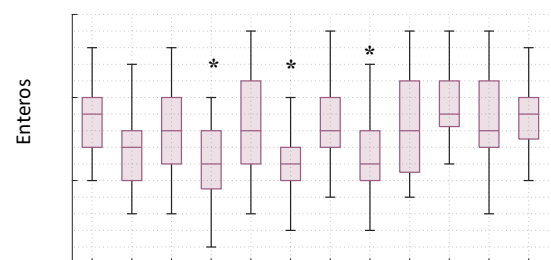
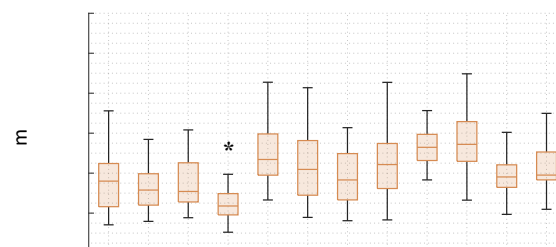
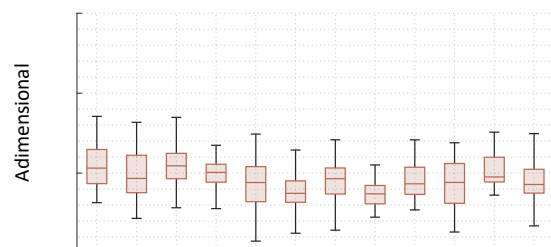
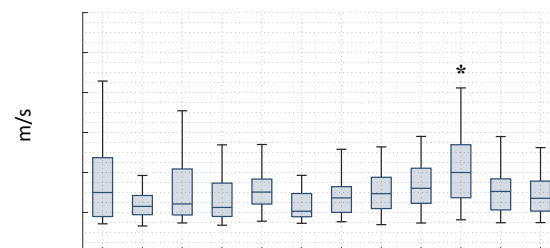
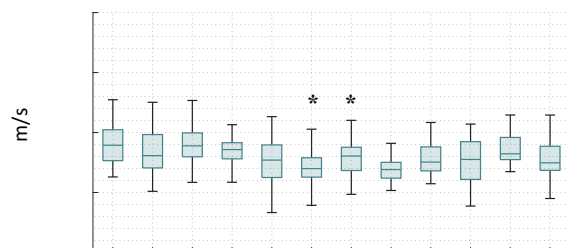
Anexo B

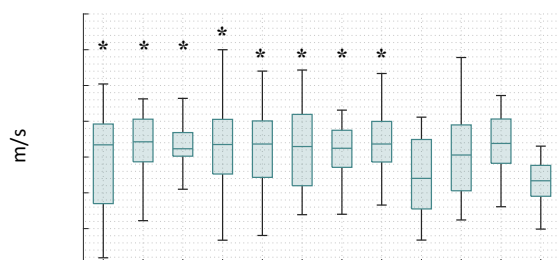
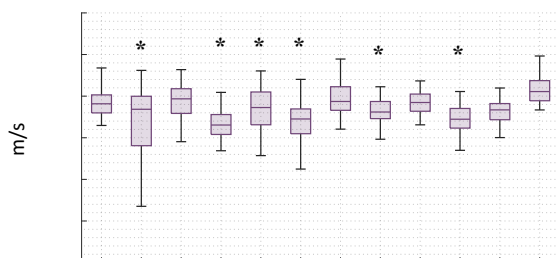
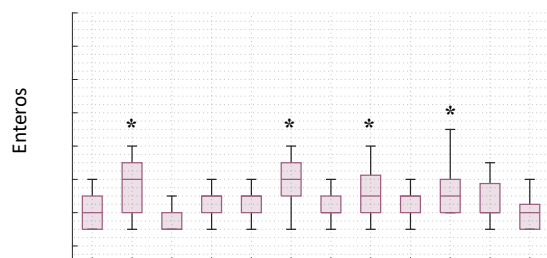
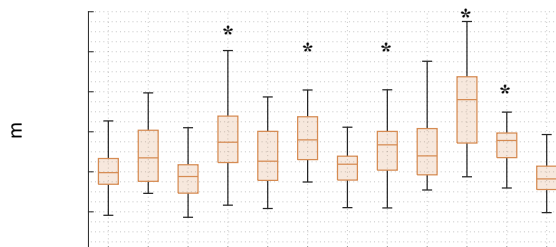
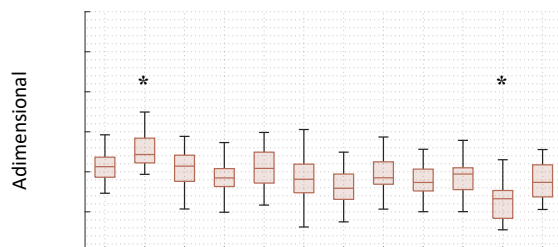
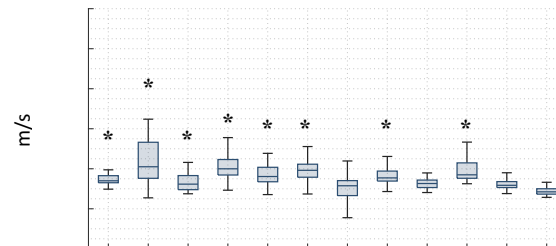
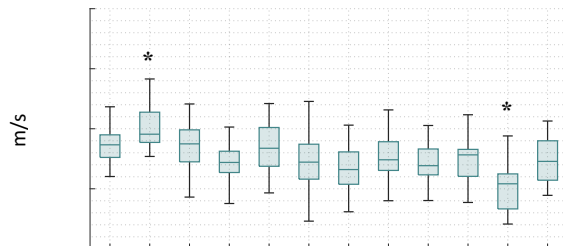
Gráficas de los índices cinemáticos

B.1. Seguimiento durante el programa de rehabilitación

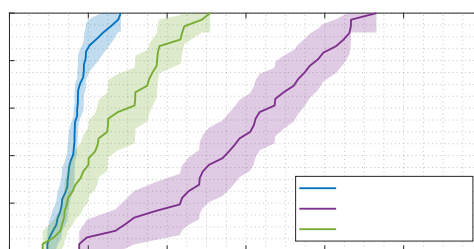
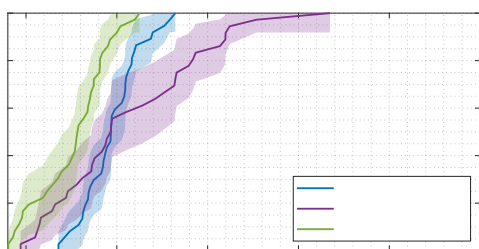
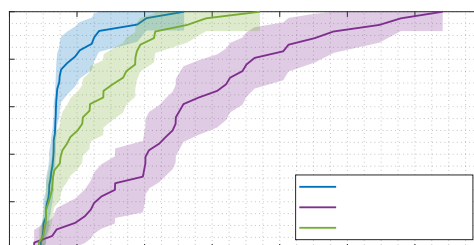
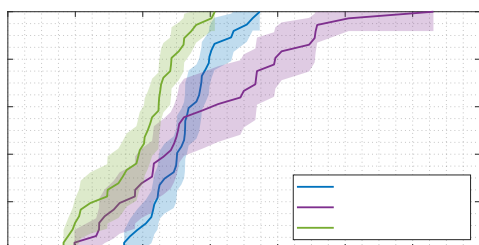




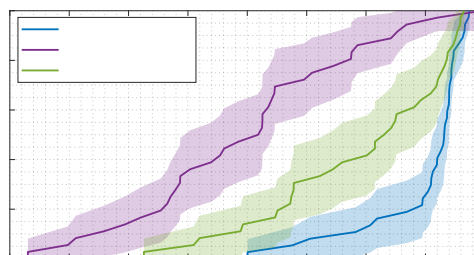
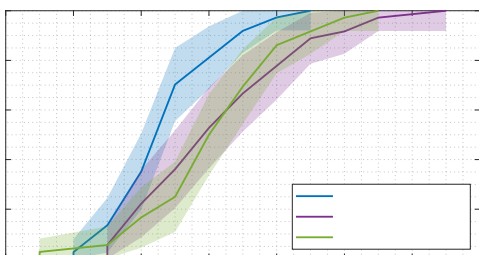




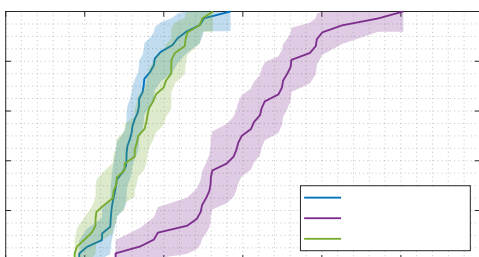
B.2. Distribuciones de probabilidad acumulativa

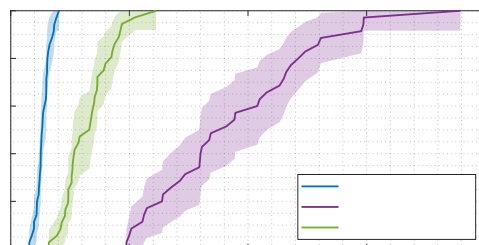
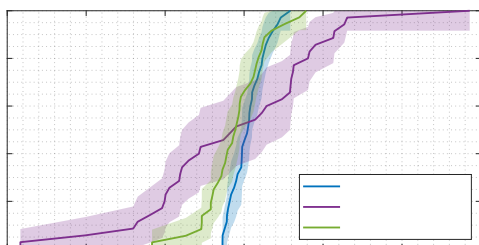
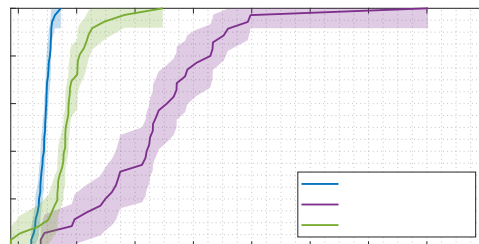
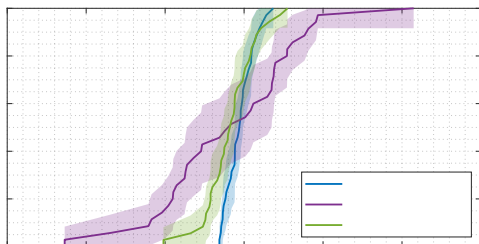


Adimensional

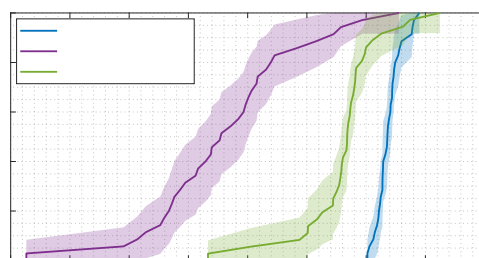
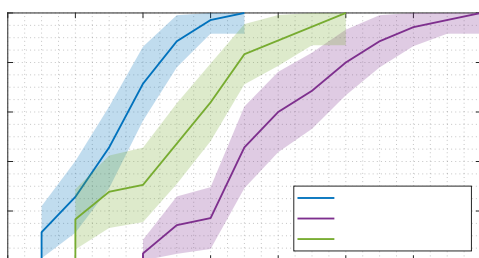


Enteros

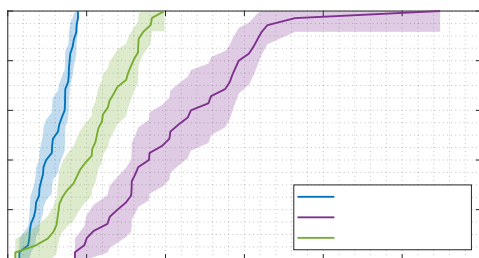


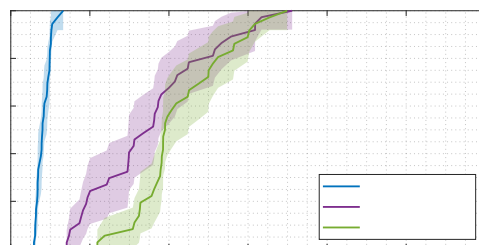
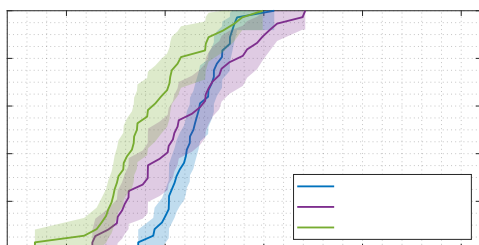
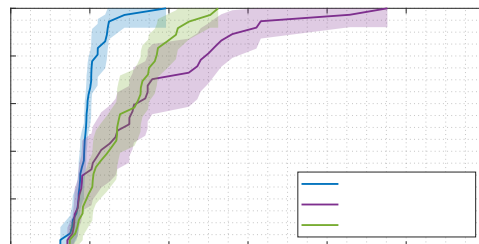
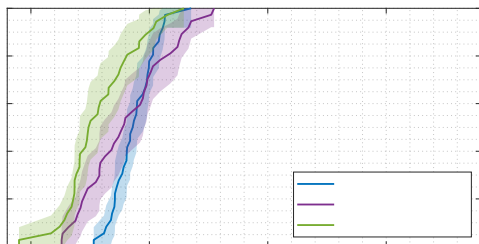


Adimensional

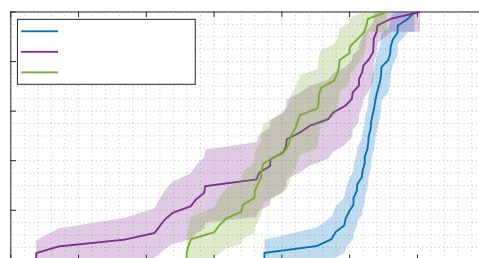
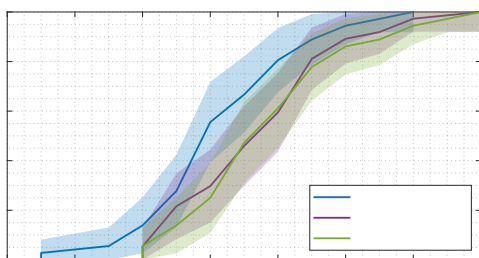


Enteros

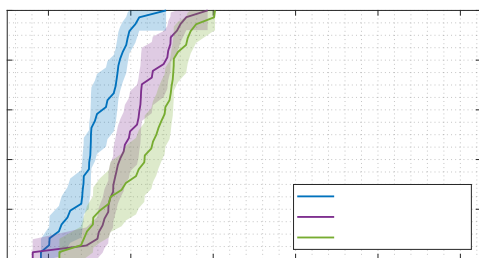


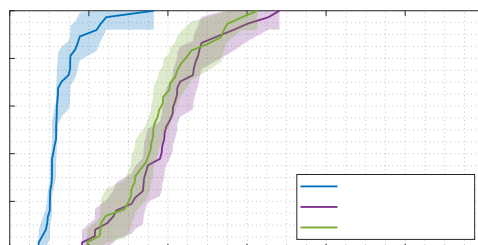
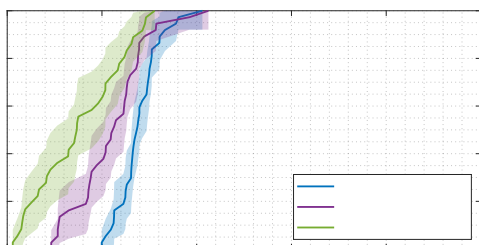
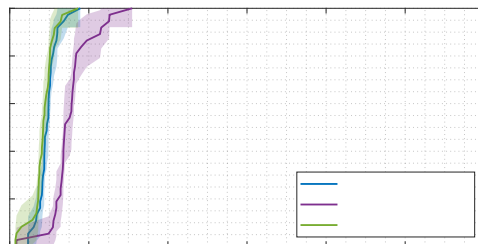
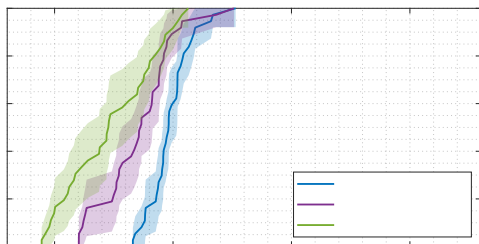


Adimensional

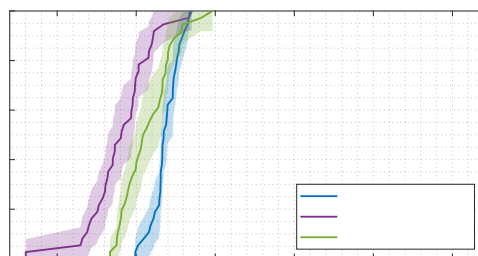
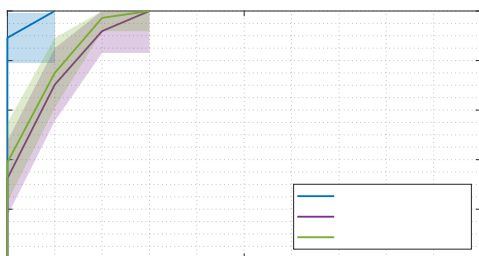


Enteros

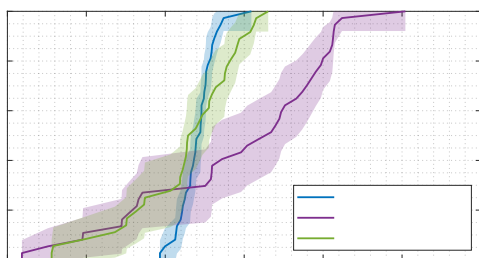




Adimensional



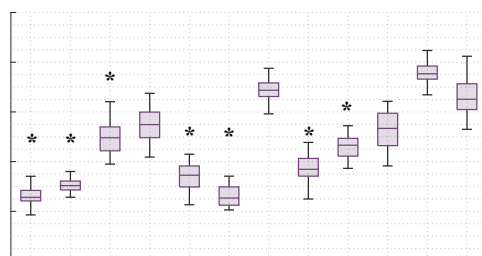
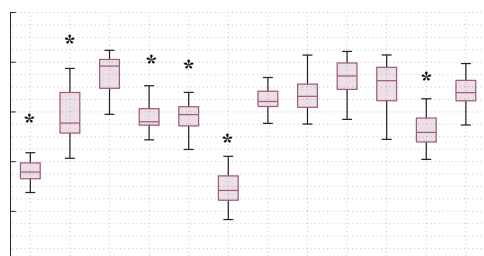
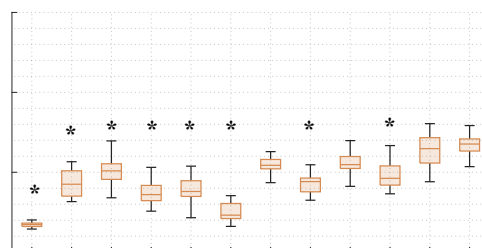
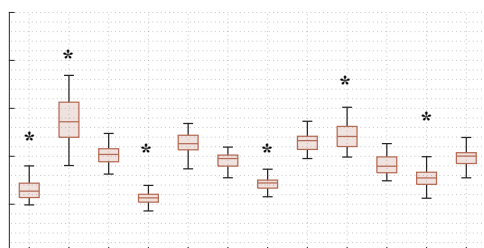
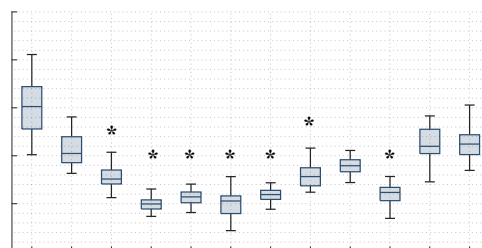
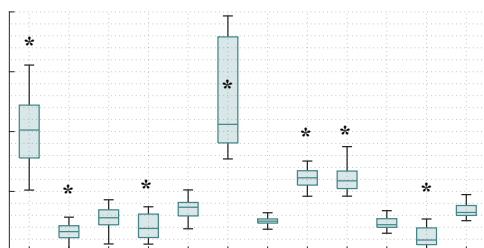
Enteros

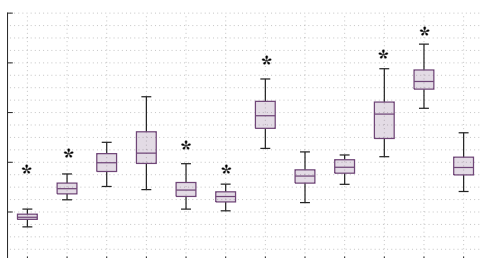
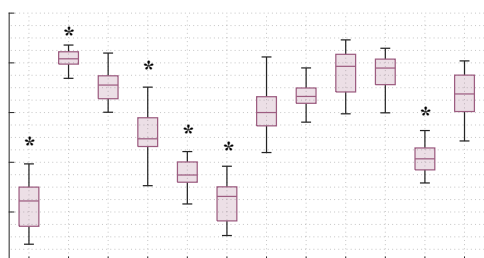
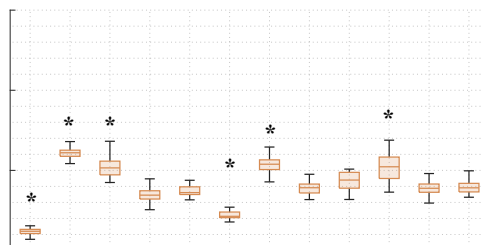
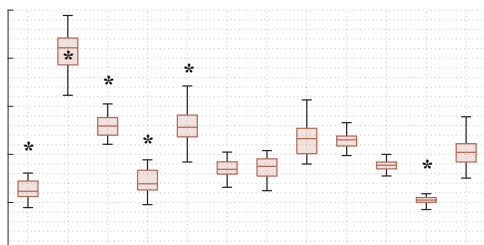
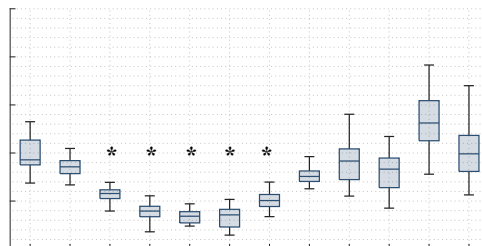
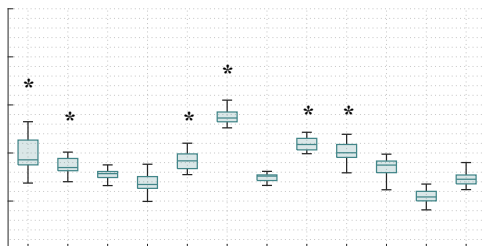


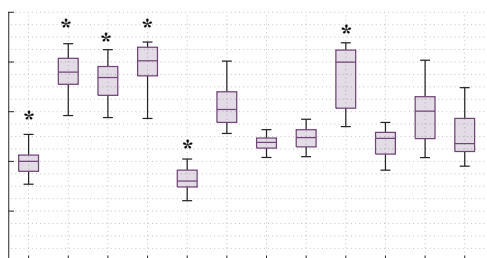
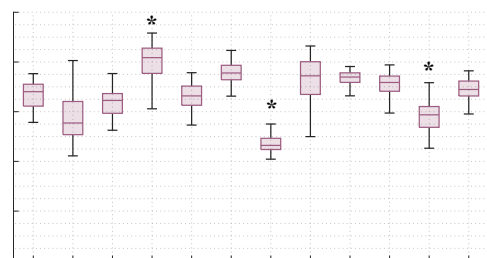
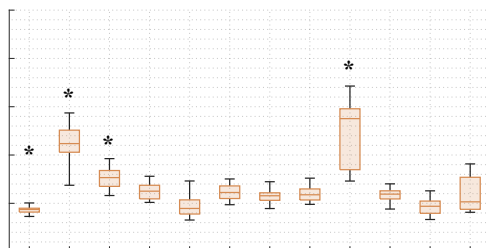
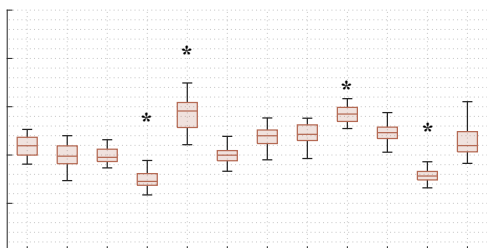
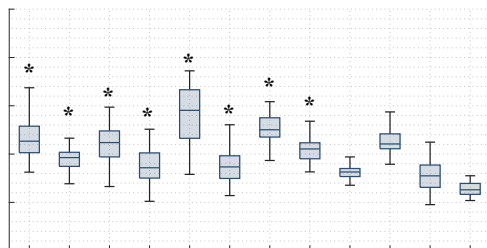
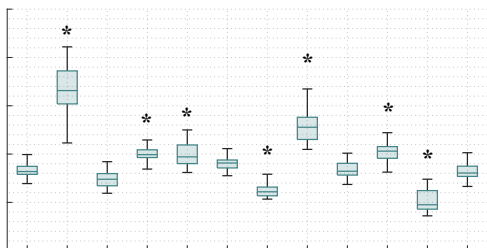
Anexo C

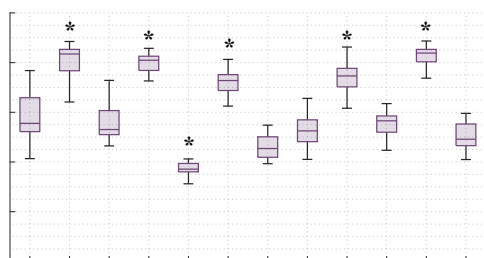
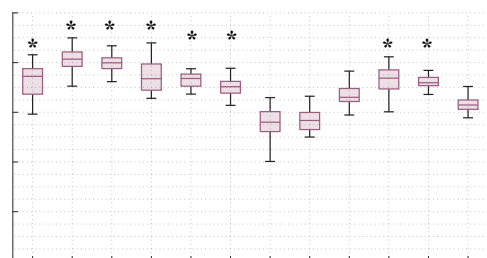
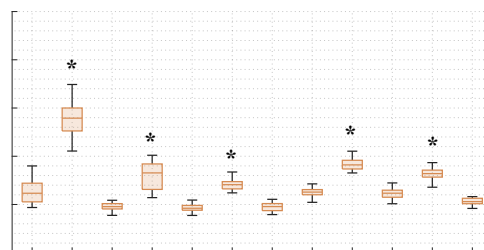
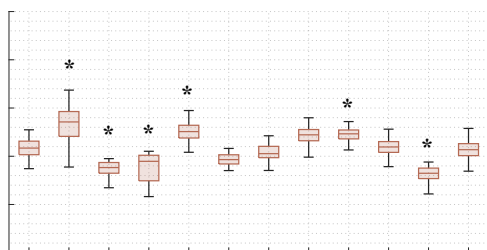
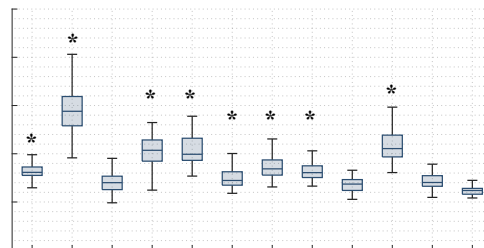
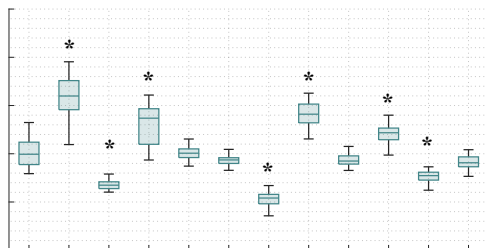
Gráficas de los índices de la actividad muscular

C.1. Seguimiento durante el programa de rehabilitación



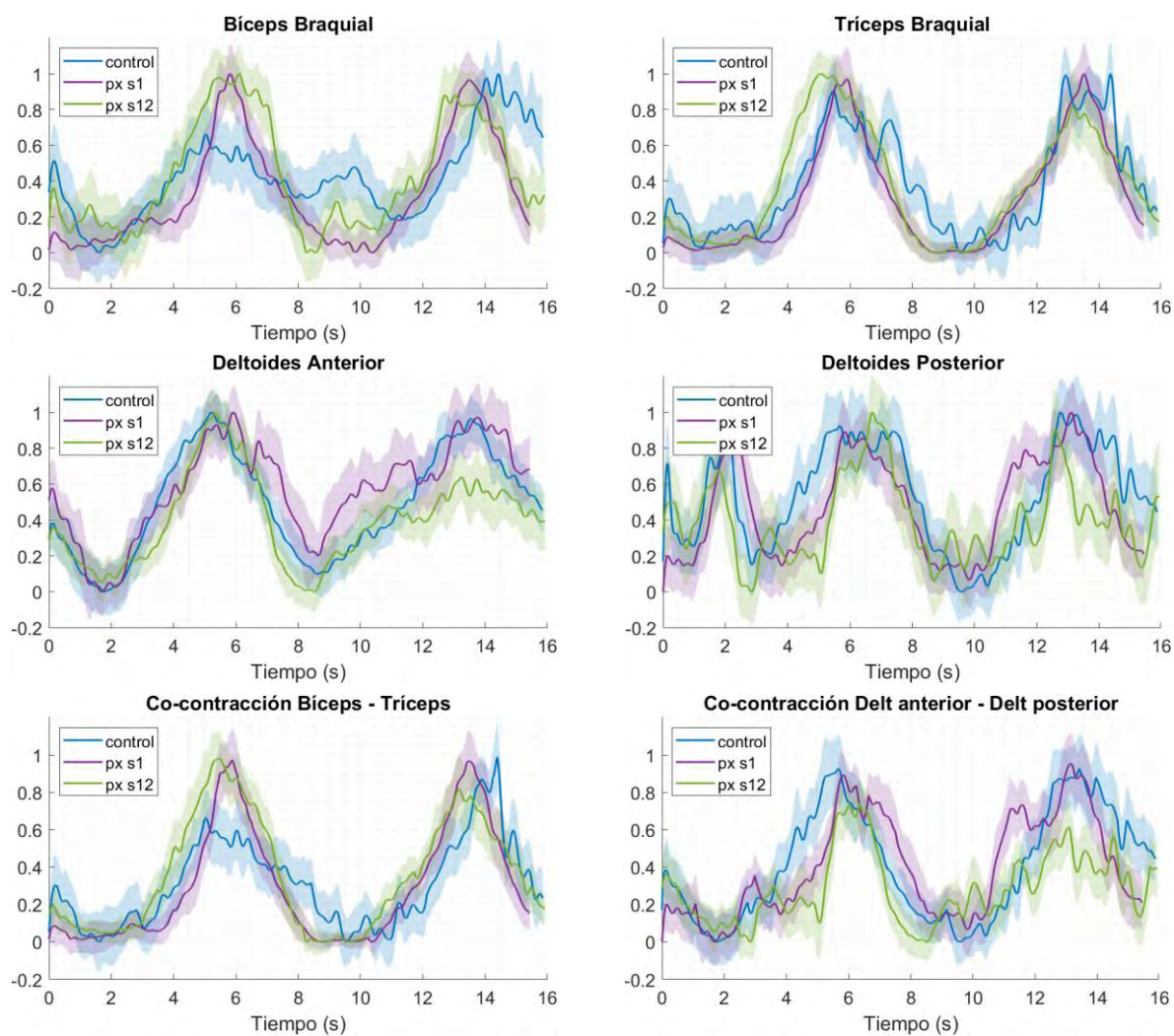




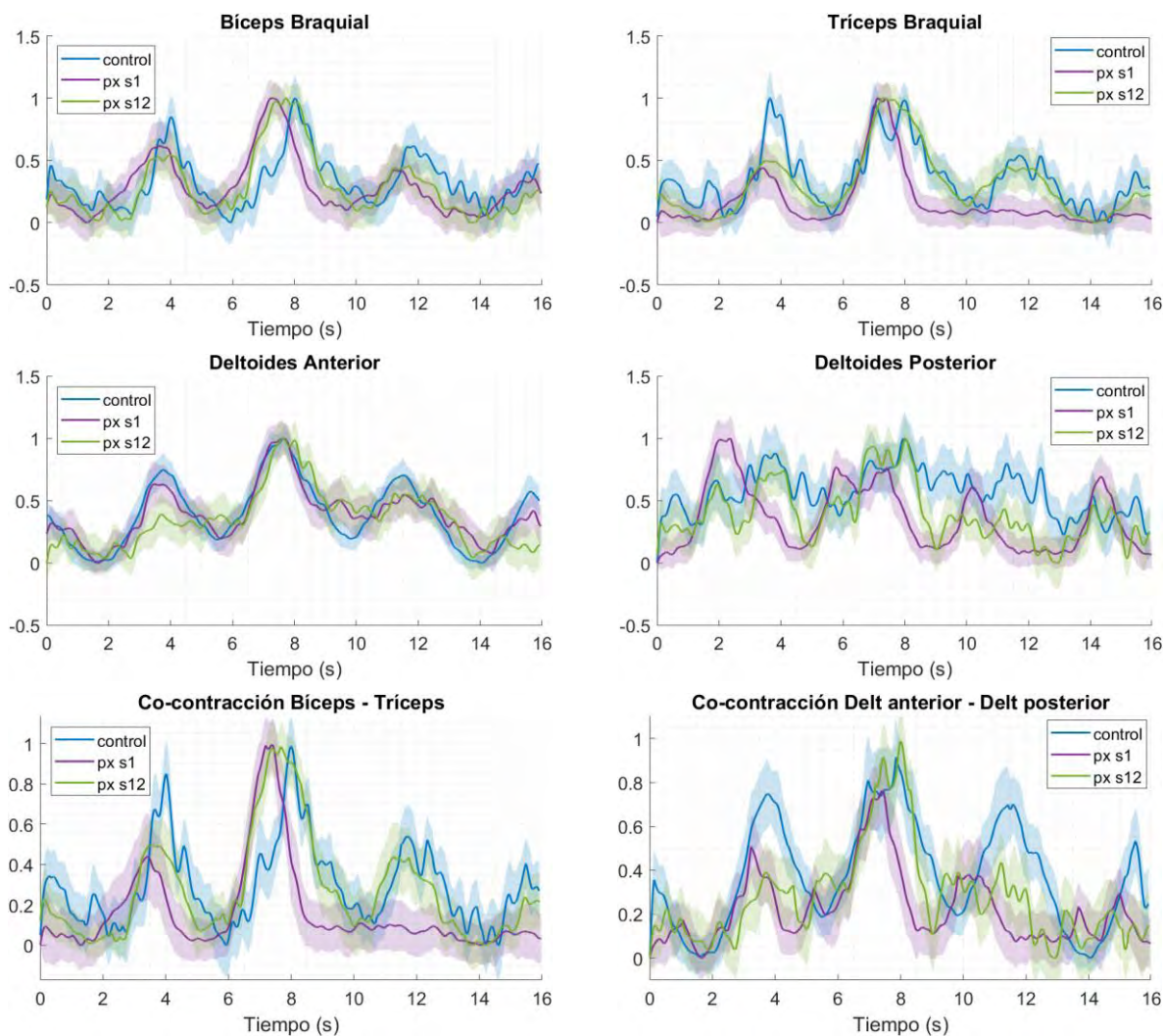


C.2. Patrones de activación y co-contracción muscular

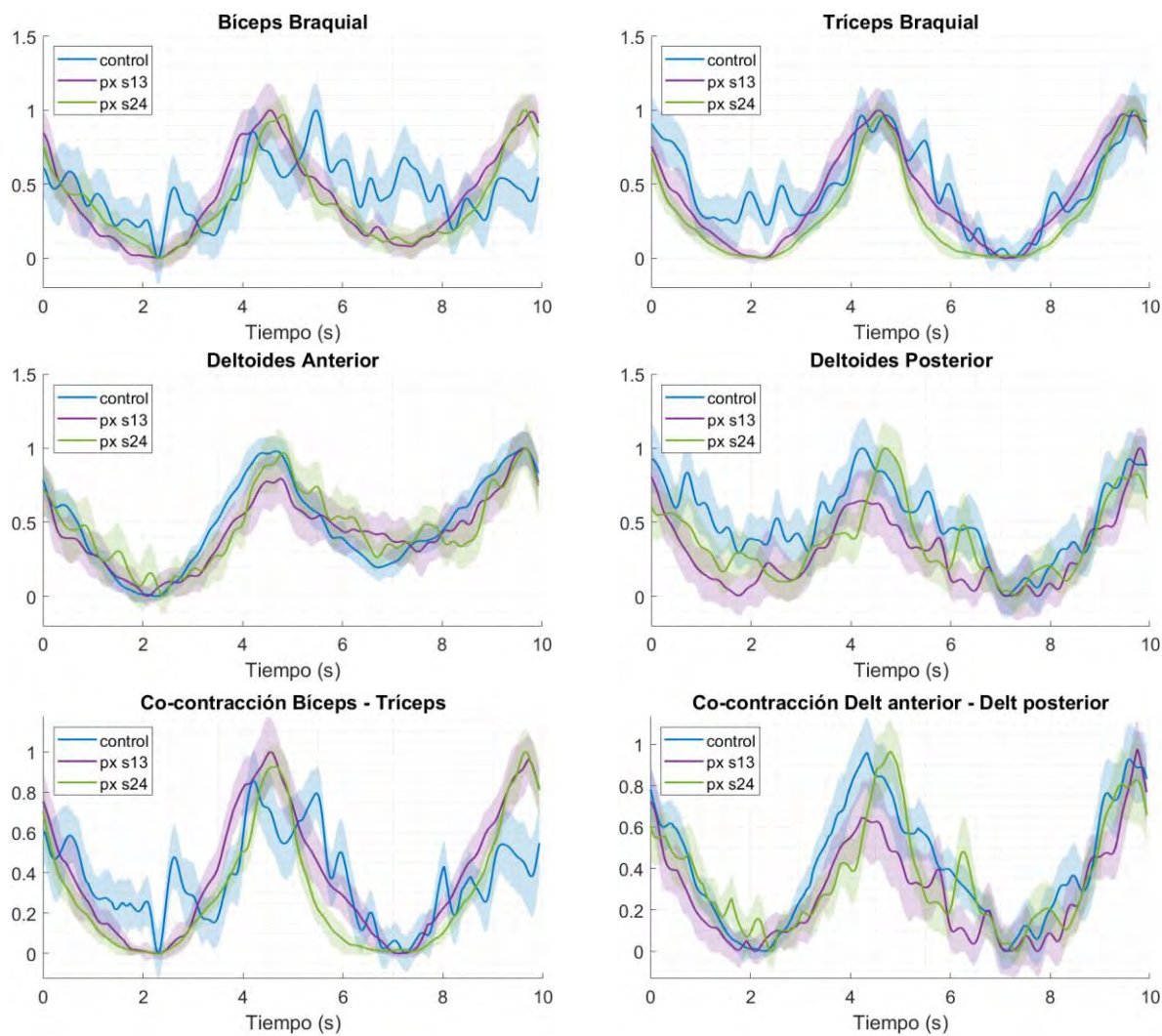
Trayectoria 2



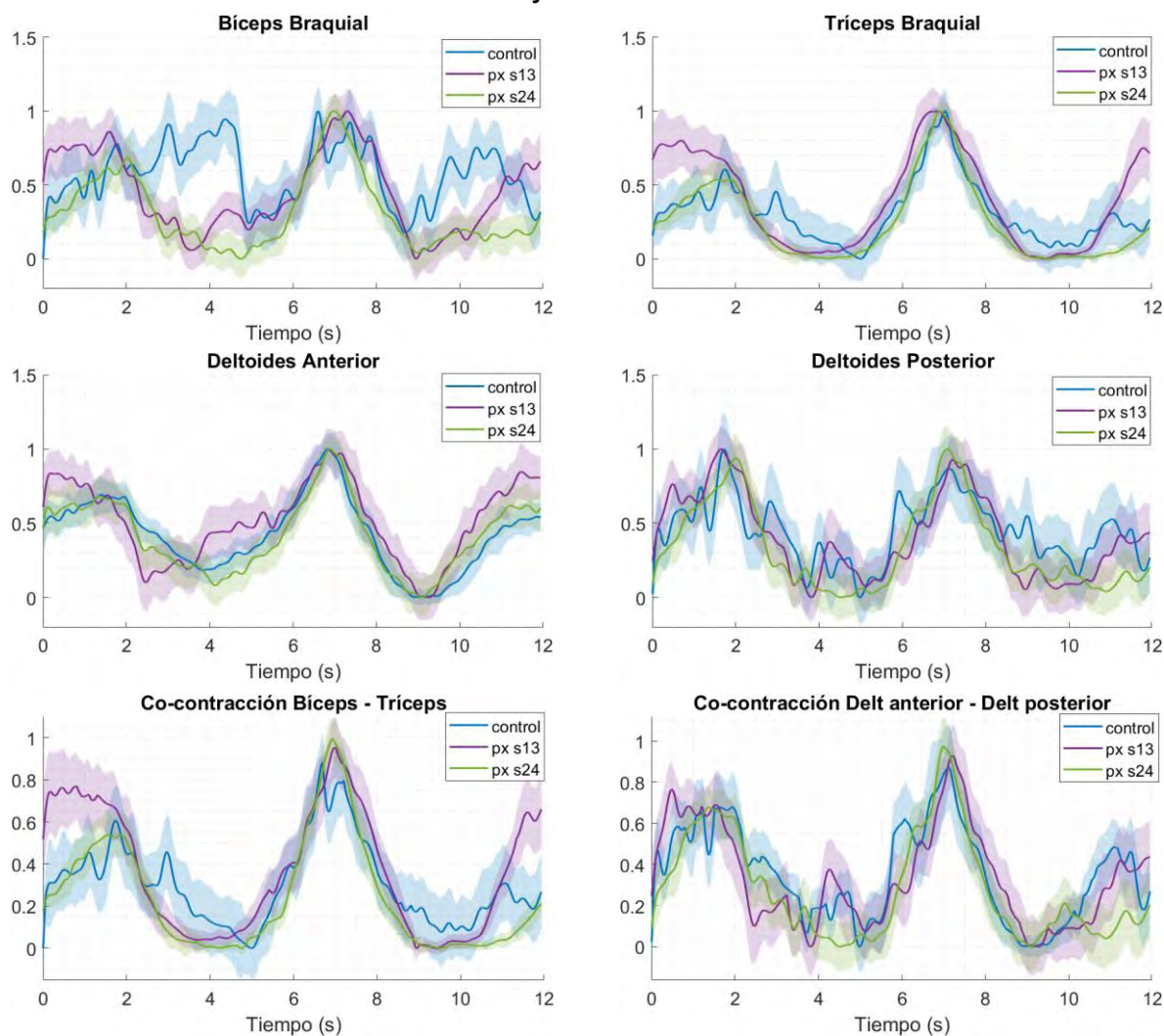
Trayectoria 3



Trayectoria 4



Trayectoria 6



Bibliografía

- [1] A. Cieza, K. Causey, K. Kamenov, S. W. Hanson, S. Chatterji, y T. Vos, “Global estimates of the need for rehabilitation based on the Global Burden of Disease study 2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019”, *The Lancet*, vol. 396, núm. 10267, pp. 2006–2017, dic. 2020, doi: 10.1016/S0140-6736(20)32340-0.
- [2] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy, y S. Leonhardt, “A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2014 11:1, vol. 11, núm. 1, pp. 1–29, ene. 2014, doi: 10.1186/1743-0003-11-3.
- [3] S. M. Hatem *et al.*, “Rehabilitation of motor function after stroke: A multiple systematic review focused on techniques to stimulate upper extremity recovery”, *Front Hum Neurosci*, vol. 10, núm. SEP2016, p. 133735, sep. 2016, doi: 10.3389/FNHUM.2016.00442/BIBTEX.
- [4] P. Langhorne, J. Bernhardt, y G. Kwakkel, “Stroke rehabilitation”, *The Lancet*, vol. 377, núm. 9778, pp. 1693–1702, may 2011, doi: 10.1016/S0140-6736(11)60325-5.
- [5] E. Otaka *et al.*, “Clinical usefulness and validity of robotic measures of reaching movement in hemiparetic stroke patients”, *J Neuroeng Rehabil*, vol. 12, núm. 1, pp. 1–10, ago. 2015, doi: 10.1186/S12984-015-0059-8/TABLES/6.
- [6] D. J. Gladstone, C. J. Danells, y S. E. Black, “The fugl-meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties”, *Neurorehabil Neural Repair*, vol. 16, núm. 3, pp. 232–240, 2002, doi: 10.1177/154596802401105171.
- [7] H. M. Qassim y W. Z. Wan Hasan, “A Review on Upper Limb Rehabilitation Robots”, *Applied Sciences* 2020, Vol. 10, Page 6976, vol. 10, núm. 19, p. 6976, oct. 2020, doi: 10.3390/APP10196976.
- [8] J. Hidler, D. Nichols, M. Pelliccio, y K. Brady, “Advances in the Understanding and Treatment of Stroke Impairment Using Robotic Devices”, <https://doi.org/10.1310/RYT5-62N4-CTVX-8JTE>, vol. 12, núm. 2, pp. 22–35, mar. 2015, doi: 10.1310/RYT5-62N4-CTVX-8JTE.
- [9] A. De Los Reyes-Guzmán, I. Dimbwadyo-Terrer, F. Trincado-Alonso, F. Monasterio-Huelin, D. Torricelli, y A. Gil-Agudo, “Quantitative assessment based on kinematic measures of functional impairments during upper extremity movements: A review”, *Clinical Biomechanics*, vol. 29, núm. 7, pp. 719–727, ago. 2014, doi: 10.1016/J.CLINBIOMECH.2014.06.013.
- [10] L. Zollo, L. Rossini, M. Bravi, G. Magrone, S. Sterzi, y E. Guglielmelli, “Quantitative evaluation of upper-limb motor control in robot-aided rehabilitation”, *Med Biol Eng Comput*, vol. 49, núm. 10, pp. 1131–1144, oct. 2011, doi: 10.1007/S11517-011-0808-1/TABLES/7.

- [11] X. L. Hu *et al.*, “Quantitative evaluation of motor functional recovery process in chronic stroke patients during robot-assisted wrist training”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 19, núm. 4, pp. 639–650, ago. 2009, doi: 10.1016/j.jelekin.2008.04.002.
- [12] T. Lencioni *et al.*, “A randomized controlled trial on the effects induced by robot-assisted and usual-care rehabilitation on upper limb muscle synergies in post-stroke subjects”, *Scientific Reports 2021 11:1*, vol. 11, núm. 1, pp. 1–15, mar. 2021, doi: 10.1038/s41598-021-84536-8.
- [13] B. R. Brewer, S. K. McDowell, y L. C. Worthen-Chaudhari, “Poststroke Upper Extremity Rehabilitation: A Review of Robotic Systems and Clinical Results”, <https://doi.org/10.1310/tsr1406-22>, vol. 14, núm. 6, pp. 22–44, nov. 2014, doi: 10.1310/TSR1406-22.
- [14] S. Balasubramanian, R. Colombo, I. Sterpi, V. Sanguineti, y E. Burdet, “Robotic assessment of upper limb motor function after stroke”, *Am J Phys Med Rehabil*, vol. 91, núm. 11 SUPPL.3, 2012, doi: 10.1097/PHM.0B013E31826BCDC1.
- [15] K. L. Moore, A. F. Dalley, A. M. R. Agur, y A. Gutiérrez, “Anatomía con orientación clínica”, 2013, Consultado: el 30 de julio de 2023. [En línea]. Disponible en: https://books.google.com/books/about/Anatom%C3%ADa_con_Orientaci%C3%B3n_Cl%C3%ADnica.html?hl=es&id=4vPNmgEACAAJ
- [16] “Curiosoando - Conceptos y explicaciones de ciencia, cuerpo y naturaleza”. Consultado: el 29 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://curiosoando.com/>
- [17] A. I. Kapandji y M. Torres Lacomba, *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana*. Editorial Médica Panamericana [etc.], 2007.
- [18] M. Teresa Angulo Carrere Ana Álvarez Méndez Yolanda Fuentes Peñaranda, “Biomecánica clínica Biomecánica de la Extremidad Superior Exploración del Codo”, *Fisioterapia y Podología) Serie Biomecánica clínica*, vol. 3, núm. 4, pp. 82–103, 2011.
- [19] E. N. Marieb y Ediciones Gráficas Arial, *Anatomía y fisiología humana*. Pearson Educación, 2008.
- [20] “Guía completa sobre los músculos del cuerpo humano y su clasificación - Pmedic”. Consultado: el 29 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://pmedic.es/guia-completa-sobre-los-musculos-del-cuerpo-humano-y-su-clasificacion/>
- [21] “La posición ANATOMICA del cuerpo humano EXPLICADO”. Consultado: el 29 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://jeronimomilo.com.ar/la-posicion-anatomica-del-cuerpo-humano/>
- [22] A. Pollock *et al.*, “Interventions for improving upper limb function after stroke”, *Cochrane Database of Systematic Reviews*, vol. 2014, núm. 11, nov. 2014, doi: 10.1002/14651858.CD010820.PUB2.

- [23] M. J. Díaz Arribas, M. Fernández Serrano, y J. Polanco Pérez-Llantada, “La valoración del funcionamiento a través de test validados”, *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, vol. 8, núm. 1, pp. 28–35, jun. 2005, doi: 10.1016/S1138-6045(05)72779-9.
- [24] R. F. Calderón-Sepúlveda, “Scales for measuring motor function and spasticity in cerebral palsy”, *Revista Mexicana de Neurociencia*, vol. 3, núm. 5, pp. 285–289, 2002.
- [25] J. M. Amate, J. J. Romero Martínez, M. ^a de los Á. Magro de la Plaza, A. Muñoz van den Eynde, y J. M. Castellote, *Índices y escalas utilizados en ciertas tecnologías de la prestación ortoprotésica (protetización del Sistema Orteoarticular)*. Instituto de Salud Carlos III, 2002. doi: 10.4321/repisalud.4975.
- [26] R. W. Bohannon y M. B. Smith, “Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity”, *Phys Ther*, vol. 67, núm. 2, pp. 206–207, 1987, doi: 10.1093/PTJ/67.2.206.
- [27] J. D. Lesmes, *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*. Editorial Panamericana, 2007.
- [28] “Unidad didáctica 2-A: Conocimiento de la goniometría para la valoración de los arcos de movilidad - Licenciatura en Enfermería y Obstetricia”. Consultado: el 1 de agosto de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://blogs.ugto.mx/enfermeriaenlinea/unidad-didactica-2-a-conocimiento-de-la-goniometria-para-la-valoracion-de-los-arcos-de-movilidad/>
- [29] C. Duret, A. G. Grosmaire, y H. I. Krebs, “Robot-assisted therapy in upper extremity hemiparesis: Overview of an evidence-based approach”, *Front Neurol*, vol. 10, núm. APR, p. 438977, abr. 2019, doi: 10.3389/FNEUR.2019.00412/BIBTEX.
- [30] F. Molteni, G. Gasperini, G. Cannaviello, y E. Guanziroli, “Exoskeleton and End-Effector Robots for Upper and Lower Limbs Rehabilitation: Narrative Review”, *PM&R*, vol. 10, núm. 9, pp. S174–S188, sep. 2018, doi: 10.1016/J.PMRJ.2018.06.005.
- [31] M. A. Gull, S. Bai, y T. Bak, “A review on design of upper limb exoskeletons”, *Robotics*, vol. 9, núm. 1, mar. 2020, doi: 10.3390/robotics9010016.
- [32] “Armeo®Spring - Hocoma”. Consultado: el 29 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.hocoma.com/solutions/armeio-spring/>
- [33] “Armeo®Power - Hocoma”. Consultado: el 29 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.hocoma.com/solutions/armeio-power/>
- [34] “Myomo – A breakthrough in neurological injury rehabilitation”. Consultado: el 29 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://myomo.com/>
- [35] “ALEX - Wearable RoboticsWearable Robotics”. Consultado: el 29 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <http://www.wearable-robotics.com/kinetek/products/alex/>
- [36] “Armtutor – MediTouch”. Consultado: el 29 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://meditouch.co.il/products/armtutor/>

- [37] M. M. R. Khan *et al.*, “Development of an End-Effector Type Therapeutic Robot with Sliding Mode Control for Upper-Limb Rehabilitation”, *Robotics 2022, Vol. 11, Page 98*, vol. 11, núm. 5, p. 98, sep. 2022, doi: 10.3390/ROBOTICS11050098.
- [38] “InMotion® ARM | BIONIK”. Consultado: el 29 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://bioniklabs.com/inmotion-arm/>
- [39] “Robotic Rehabilitation for Upper Limbs”. Consultado: el 29 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://medical.barrett.com/>
- [40] “Kinarm End-Point Lab - Kinarm | Interactive Robotics Brain Injury Research”. Consultado: el 29 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://kinarm.com/solutions/kinarm-end-point-lab/>
- [41] “REApplan® | Intensive rehabilitation robot – Axinesis - Búsqueda”. Consultado: el 29 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: https://www.bing.com/search?q=REApplan%C2%AE+%7C+Intensive+rehabilitation+robot+%E2%80%93+Axinesis&cvid=94cb627db0294ed0a347aed63749885c&gs_lcrp=EgZjaHJvbWUyBggAEEUYOdIBBzU3NmowajSoAgCwAgA&FORM=ANAB01&PC=LCTS
- [42] S. L. Wolf, A. J. Butler, J. L. Alberts, y M. W. Kim, “Contemporary linkages between EMG, kinetics and stroke rehabilitation”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 15, núm. 3, pp. 229–239, jun. 2005, doi: 10.1016/J.JELEKIN.2005.01.002.
- [43] A. Costa, M. Ikonen, H. Yamasaki, F. S. Alnajjar, y S. Shimoda, “Importance of muscle selection for EMG signal analysis during upper limb rehabilitation of stroke patients”, *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, pp. 2510–2513, sep. 2017, doi: 10.1109/EMBC.2017.8037367.
- [44] A. Budhota *et al.*, “Role of EMG as a complementary tool for assessment of motor impairment”, *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, vol. 2016-July, pp. 692–697, jul. 2016, doi: 10.1109/BIOROB.2016.7523707.
- [45] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, y F. Mohd-Yasin, “Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications”, *Biol Proced Online*, vol. 8, núm. 1, p. 11, mar. 2006, doi: 10.1251/BPO115.
- [46] R. Merletti y A. Farina, “Analysis of intramuscular electromyogram signals”, *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 367, núm. 1887, pp. 357–368, nov. 2008, doi: 10.1098/RSTA.2008.0235.
- [47] J. G. Webster, A. J. Nimunkar, y J. W. (John W. Clark, “Medical instrumentation : application and design”, p. 898, Consultado: el 29 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: https://books.google.com/books/about/Medical_Instrumentation.html?hl=es&id=1ovgDwAAQBAJ

- [48] “Medscape Registration”. Consultado: el 30 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://emedicine.medscape.com/article/1141359-overview?form=fpf#a6>
- [49] M. Chen, A. Holobar, X. Zhang, y P. Zhou, “Progressive FastICA Peel-Off and Convolution Kernel Compensation Demonstrate High Agreement for High Density Surface EMG Decomposition”, *Neural Plast*, vol. 2016, 2016, doi: 10.1155/2016/3489540.
- [50] E. A. Clancy, S. Bouchard, y D. Rancourt, “Estimation and application of EMG amplitude during dynamic contractions”, *IEEE Eng Med Biol Mag*, vol. 20, núm. 6, pp. 47–54, 2001, doi: 10.1109/51.982275.
- [51] R. C. Miralles Marrero y Misericordia. Puig Cunillera, “Biomecánica clínica del aparato locomotor”, 1998, Consultado: el 30 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://latam.casadellibro.com/libro-biomecanica-clinica-del-aparato-locomotor/9788445807286/626360>
- [52] M. A. Villarroya Aparicio, “Electromiografía cinesiológica”, *Rehabilitacion (Madr)*, vol. 39, núm. 6, pp. 255–264, nov. 2005, doi: 10.1016/S0048-7120(05)74359-0.
- [53] I. Bonilla, M. Mendoza, D. U. Campos-Delgado, y D. E. Hernández-Alfaro, “Adaptive impedance control of robot manipulators with parametric uncertainty for constrained path-tracking”, *International Journal of Applied Mathematics and Computer Science*, vol. 28, núm. 2, pp. 363–374, jun. 2018, doi: 10.2478/AMCS-2018-0027.
- [54] C. Vidrios-Serrano, M. Mendoza, I. Bonilla, y B. Maldonado-Fregoso, “A Generalized Vision-based Stiffness Controller for Robot Manipulators with Bounded Inputs”, *Int J Control Autom Syst*, vol. 19, núm. 1, pp. 548–561, ene. 2021, doi: 10.1007/s12555-019-1056-7.
- [55] O. Barzilay y A. Wolf, “Adaptive rehabilitation games”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 23, núm. 1, pp. 182–189, feb. 2013, doi: 10.1016/J.JELEKIN.2012.09.004.
- [56] E. D. Oña, J. M. Garcia-Haro, A. Jardón, y C. Balaguer, “Robotics in Health Care: Perspectives of Robot-Aided Interventions in Clinical Practice for Rehabilitation of Upper Limbs”, *Applied Sciences 2019, Vol. 9, Page 2586*, vol. 9, núm. 13, p. 2586, jun. 2019, doi: 10.3390/APP9132586.
- [57] H. J. Asl, M. Yamashita, T. Narikiyo, y M. Kawanishi, “Field-Based Assist-as-Needed Control Schemes for Rehabilitation Robots”, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 25, núm. 4, pp. 2100–2111, ago. 2020, doi: 10.1109/TMECH.2020.2992090.
- [58] R. Colombo *et al.*, “Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, núm. 3, pp. 311–324, sep. 2005, doi: 10.1109/TNSRE.2005.848352.
- [59] O. Barzilay y A. Wolf, “Adaptive rehabilitation games”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 23, núm. 1, pp. 182–189, feb. 2013, doi: 10.1016/J.JELEKIN.2012.09.004.

- [60] “REApplan® | Intensive rehabilitation robot - Axinesis”. Consultado: el 10 de agosto de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.axinesis.com/en/our-solutions/reaplan/>
- [61] S. Taravati, K. Capaci, H. Uzumcugil, y G. Tanigor, “Evaluation of an upper limb robotic rehabilitation program on motor functions, quality of life, cognition, and emotional status in patients with stroke: a randomized controlled study”, *Neurological Sciences*, vol. 43, núm. 2, pp. 1177–1188, feb. 2022, doi: 10.1007/S10072-021-05431-8/METRICS.
- [62] V. Falzarano, F. Marini, P. Morasso, y J. Zenzeri, “Devices and Protocols for Upper Limb Robot-Assisted Rehabilitation of Children with Neuromotor Disorders”, *Applied Sciences* 2019, Vol. 9, Page 2689, vol. 9, núm. 13, p. 2689, jul. 2019, doi: 10.3390/APP9132689.
- [63] B. Cesqui, P. Tropea, S. Micera, y H. I. Krebs, “EMG-based pattern recognition approach in post stroke robot-aided rehabilitation: A feasibility study”, *J Neuroeng Rehabil*, vol. 10, núm. 1, pp. 1–15, jul. 2013, doi: 10.1186/1743-0003-10-75/FIGURES/4.
- [64] “Sensor Locations”. Consultado: el 14 de agosto de 2023. [En línea]. Disponible en: http://seniam.org/sensor_location.htm
- [65] “pluxbiosignals · GitHub”. Consultado: el 14 de agosto de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://github.com/pluxbiosignals>
- [66] C. L. Banks, H. J. Huang, V. L. Little, y C. Patten, “Electromyography exposes heterogeneity in muscle co-contraction following stroke”, *Front Neurol*, vol. 8, núm. DEC, p. 292047, dic. 2017, doi: 10.3389/FNEUR.2017.00699/BIBTEX.
- [67] G. Frost¹, J. Dowling², K. Dyson², y O. Bar-Or¹, “Cocontraction in Three Age Groups of Children During Treadmill Locomotion”, 1997.
- [68] H. Souissi, R. Zory, J. Bredin, y P. Gerus, “Comparison of methodologies to assess muscle co-contraction during gait”, *J Biomech*, vol. 57, pp. 141–145, may 2017, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2017.03.029.
- [69] Q. Qian, X. Hu, Q. Lai, S. C. Ng, Y. Zheng, y W. Poon, “Early stroke rehabilitation of the upper limb assisted with an electromyography-driven neuromuscular electrical stimulation-robotic arm”, *Front Neurol*, vol. 8, núm. SEP, sep. 2017, doi: 10.3389/fneur.2017.00447.
- [70] A. M. Coderre *et al.*, “Assessment of upper-limb sensorimotor function of subacute stroke patients using visually guided reaching”, *Neurorehabil Neural Repair*, vol. 24, núm. 6, pp. 528–541, jul. 2010, doi: 10.1177/1545968309356091.
- [71] “Normality test package - File Exchange - MATLAB Central”. Consultado: el 5 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://la.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/60147-normality-test-package>
- [72] R. Neri Vela, “Guía Nacional para la Integración y el Funcionamiento de los Comités Hospitalarios de Bioética”.

- [73] Conbioética, “Declaración de Helsinki: Antecedentes y posición de la Comisión Nacional de Bioética”. Consultado: el 16 de agosto de 2023. [En línea]. Disponible en: <http://www.conbioetica-mexico.salud.gob.mx/descargas/pdf/helsinki.pdf>
- [74] World Medical Association, “World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects”, *JAMA*, vol. 310, núm. 20, pp. 2191–2194, nov. 2013, doi: 10.1001/JAMA.2013.281053.
- [75] C. R. Stephens, “Consentimiento Informado para participar en un estudio de investigación médica”.
- [76] Instituto Nacional de Rehabilitación, “Carta de Consentimiento Informado”. Consultado: el 16 de agosto de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://view.officeapps.live.com/op/view.aspx?src=https%3A%2F%2Fwww.inr.gob.mx%2FDescargas%2FInvestigacion%2FFORMATO-CONSENTIMIENTO-INFORMADO.docx&wdOrigin=BROWSELINK>
- [77] L. Dipietro *et al.*, “Changing motor synergies in chronic stroke”, *J Neurophysiol*, vol. 98, núm. 2, pp. 757–768, ago. 2007, doi: 10.1152/JN.01295.2006/ASSET/IMAGES/LARGE/Z9K0080783540006.JPEG.
- [78] B. B. Gambassi *et al.*, “Resistance training and stroke: A critical analysis of different training programs”, *Stroke Res Treat*, vol. 2017, 2017, doi: 10.1155/2017/4830265.
- [79] M. M. Ouellette *et al.*, “High-Intensity Resistance Training Improves Muscle Strength, Self-Reported Function, and Disability in Long-Term Stroke Survivors”, *Stroke*, vol. 35, núm. 6, pp. 1404–1409, jun. 2004, doi: 10.1161/01.STR.0000127785.73065.34.
- [80] G. Sakurai, J. Ozaki, Y. Tomita, K. Nishimoto, y S. Tamai, “Electromyographic analysis of shoulder joint function of the biceps brachii muscle during isometric contraction”, *Clin Orthop Relat Res*, vol. 354, núm. 354, pp. 123–131, 1998, doi: 10.1097/00003086-199809000-00015.
- [81] D. Landin y M. Thompson, “The shoulder extension function of the triceps brachii”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 21, núm. 1, pp. 161–165, feb. 2011, doi: 10.1016/J.JELEKIN.2010.09.005.
- [82] X. Hu, K. Y. Tong, R. Song, V. S. Tsang, P. O. Leung, y L. Li, “Variation of Muscle Coactivation Patterns in Chronic Stroke During Robot-Assisted Elbow Training”, *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 88, núm. 8, pp. 1022–1029, ago. 2007, doi: 10.1016/J.APMR.2007.05.006.
- [83] J. W. Krakauer, “Motor learning: Its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation”, *Curr Opin Neurol*, vol. 19, núm. 1, pp. 84–90, 2006, doi: 10.1097/01.WCO.0000200544.29915.CC.
- [84] S. Y. Schaefer, K. Y. Haaland, y R. L. Sainburg, “Ipsilesional motor deficits following stroke reflect hemispheric specializations for movement control”, *Brain*, vol. 130, núm. 8, pp. 2146–2158, ago. 2007, doi: 10.1093/BRAIN/AWM145.

- [85] C. J. Ketcham, T. M. Rodriguez, y K. A. Zihlman, “Targeted Aiming Movements Are Compromised in Nonaffected Limb of Persons With Stroke”, <http://dx.doi.org/10.1177/1545968306297872>, vol. 21, núm. 5, pp. 388–397, sep. 2007, doi: 10.1177/1545968306297872.
- [86] G. Mochizuki, A. Centen, M. Resnick, C. Lowrey, S. P. Dukelow, y S. H. Scott, “Movement kinematics and proprioception in post-stroke spasticity: Assessment using the Kinarm robotic exoskeleton”, *J Neuroeng Rehabil*, vol. 16, núm. 1, pp. 1–13, nov. 2019, doi: 10.1186/S12984-019-0618-5/FIGURES/4.
- [87] J. Chae y D. Yu, “Neuromuscular Stimulation for Motor Relearning in Hemiplegia”, *Critical Reviews & Trade in Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 11, núm. 3 & 4, pp. 279–297, 1999, doi: 10.1615/CRITREVPHYSREHABILMED.V11.I34.40.
- [88] “Estudios neurofisiológicos en la Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA) | Electromiografía. Neurofisiología Clínica. Dr Ortega Morente”. Consultado: el 30 de octubre de 2023. [En línea]. Disponible en: https://neurojaen.com/estudios-neurofisiologicos-en-la-esclerosis-lateral-amiotrofica-ela/#ELECTROMIOGRAFIA_CON_AGUJA