



CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL
INSTITUTO POLITECNICO NACIONAL
UNIDAD MONTERREY

Integración de la secuencia EMG y de las variables de estado del miembro superior
para la evaluación del paciente en rehabilitación con guiado háptico

Tesis que presenta:
Ing. Edwin Johnatan Avila Mireles

Para obtener el grado de
Maestro en Ciencias
en
Ingeniería y Física Biomédicas

Director de la Tesis:
Dr. Francisco José Ruiz Sánchez

Codirector de la Tesis:
Dr. Octavio García Salazar

Monterrey, Nuevo León, México.

Febrero, 2014.

Agradecimiento

Es complicado agradecer individualmente a todas las personas que estuvieron conmigo y que me apoyaron durante mis estudios de maestría. No puedo dejar de lado a los asesores que amablemente compartieron conmigo su conocimiento, a los amigos que me ofrecieron una mano para levantarme, a los compañeros que me acompañaron en esta travesía, y mucho menos a la familia que siempre me ha apoyado sin importar que tan descabellados sean mis planes. Sólo puedo hacer un agradecimiento individual a Conacyt por proporcionarme la beca que fue mi sustento durante estos dos años de estudios, aunque estoy consciente que ese dinero sale del pueblo y es a él a quien me debo.

Edwin Johnatan Ávila Mireles

Abstract

Patients under rehabilitation treatments need to be constantly evaluated by therapists in order to determine the effectiveness of a therapy and its benefits. Evaluation is realized by interpreting data representing relevant features and functionalities of the patient to determine his state, where data are obtained by direct observation, touch and auscultation of the patient, or by means of questionnaires, answered by the patient itself or by the health professionals in charge. The interpretation of data depends on the experience of the therapist and on his observational skills, limiting the evaluation to subjective criteria. In contrast, some Human-Machine interfaces, as for example, haptic devices, can provide quantitative measurements of physical features of the user, for instance, position, speed and force, describing his state. When these features are used in rehabilitation, they provide objective information to evaluate some physical characteristics of the patient that can be used to determine its mobility. Nevertheless, these variables cannot be used by themselves to evaluate the state of patients because they are usually associated to physiological changes on the patient that determine their absolute values, and the way they should be considered.

In this work, we integrate physiological and physical variables, specifically the sequence of muscular activation and dynamical state variables, for diagnosis. In particular, we analyze the superficial Electromyography (SEMG) signals generated by five muscles of the upper limb (Biceps, Triceps, Deltoid Medial, Deltoid Anterior, and Deltoid Posterior) and their matching patterns with the dynamic variables provided by a haptic device, during shoulder-elbow coordinated movements in order to get a quantitative evaluation. SEMG and state variables are recorded simultaneously and then, statistically analyzed. As a result, we present the patterns of the muscle activation sequence for each movement in the experiment, as well as the state variables values involved in the movement, signals taken from healthy volunteers, which we compare with signals taken from disability patients in order to give an objective evaluation of the rehabilitation state of the patient. We designed and built an experimental platform composed of a haptic device, an electromyography acquisition system, and visual interfaces, and we developed the standards and protocols of use concerning anatomical difference among patients.

Resumen

Los pacientes en proceso de rehabilitación, tienen la necesidad de ser evaluados constantemente por los terapeutas con el fin de que éstos puedan determinar la efectividad de la terapia y sus beneficios. La evaluación es realizada mediante la interpretación de datos que representan características y funcionalidades relevantes para determinar el estado del paciente, donde los datos son obtenidos por observación directa, tacto y auscultación del paciente, o bien mediante cuestionarios que son contestados por el paciente o por la persona a cargo de su cuidado. La interpretación de los datos depende de la experiencia del terapeuta y su capacidad de observación, limitando la evaluación a criterios subjetivos. En contraste, algunas interfaces Hombre-Máquina, como los dispositivos hápticos, pueden proveer mediciones cuantitativas de las características físicas de un paciente que pueden ser utilizadas para determinar su movilidad. Sin embargo, estas variables no pueden ser usadas por si solas para la evaluación del estado de un paciente, pues están usualmente asociadas a cambios fisiológicos que determinan sus valores absolutos y la forma en que deben de ser consideradas.

En este trabajo, integramos variables físicas y fisiológicas, específicamente la secuencia de activación muscular y las variables de estado dinámico, para el diagnóstico. En particular, analizamos las señales de Electromiografía Superficial (SEMG, por sus siglas en inglés) generadas por cinco músculos del miembro superior (Bíceps, Tríceps, Deltoides Medio, Deltoides Anterior y Deltoides Posterior) y sus patrones correspondientes con las variables dinámicas provistas por un dispositivo háptico durante movimientos que exigen la coordinación hombro-codo con el fin de realizar una evaluación cuantitativa. Las SEMG y las variables de estado son capturadas simultáneamente y luego analizadas estadísticamente. Diseñamos y construimos una plataforma experimental compuesta de un dispositivo háptico, un sistema de adquisición de señales SEMG y una interfaz gráfica, y desarrollamos los estándares y protocolos de uso que consideran las diferencias anatómicas entre los pacientes. Como resultado, presentamos los patrones de la secuencia de activación muscular para cada movimiento en el experimento, al igual que los valores de las variables de estado involucradas. Los patrones fueron obtenidos de voluntarios sanos y comparados contra señales adquiridas de pacientes discapacitados con el objetivo de realizar una evaluación objetiva del estado de rehabilitación del paciente.

Índice de tablas

1.1. Breve conjunto básico de la Clasificación Internacional de Funcionalidad (ICF por sus siglas en inglés) para evaluación en la recuperación de accidente cardiovascular (Barak & Duncan, 2006).....	10
2.1. Listado de los movimientos del codo y los principales músculos involucrados en cada uno de ellos.	42
2.2. Listado de los movimientos de la articulación del hombro y los músculos que intervienen en cada uno de ellos.	45
2.3. Listado de los músculos principales que participan en los submovimientos requeridos para llevar a cabo las trayectorias que requieren coordinación hombro-codo.....	48
5.1. Coeficientes de correlación de las variables de estado y señales sEMG, y coeficiente de similitud calculados para la primera prueba de la trayectoria horizontal.....	110
5.2. Coeficientes de correlación de las variables de estado y señales sEMG, y coeficiente de similitud calculados para la segunda prueba de la trayectoria horizontal.	111
5.3. Coeficientes de correlación de las variables de estado y señales sEMG, y coeficiente de similitud calculados para la primera prueba de la trayectoria vertical.	112
5.4. Coeficientes de correlación de las variables de estado y señales sEMG, y coeficiente de similitud calculados para la segunda prueba de la trayectoria vertical.	113
5.5. Coeficientes de correlación de las variables de estado y señales sEMG, y coeficiente de similitud calculados para la primera prueba de la trayectoria circular.	113
5.6. Coeficientes de correlación de las variables de estado y señales sEMG, y coeficiente de similitud calculados para la segunda prueba de la trayectoria circular.....	114
5.7. Coeficientes de correlación de las variables de estado y las señales sEMG, y coeficientes de similitud calculados para los voluntarios discapacitados.	117

Índice de figuras

1.1. Demografía de los diferentes tipos de discapacidad en México (Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática, INEGI).....	2
1.2. Porcentaje de incidencia de las causas de las discapacidades en México (INEGI)	3
1.3. Diagrama del ciclo háptico.	8
1.4. a) Diagrama de la terapia mediante un dispositivo háptico local, y b) diagrama de la terapia teledirigida por el terapeuta mediante dispositivos hápticos remotos (Turiján-Rivera, 2012). 9	
1.5. Ejemplo de evaluación cuantitativa del caminado de una rata durante su recuperación de una lesión en la espina dorsal (Johnson et al., 2012).	15
2.1. Descripción de la movilidad del miembro superior humano: a) descripción a partir de variables de estado, b) método tradicional de planimetría (Lugo-Villeda, 2013).	22
2.2. Cadena cinemática de 9 GDL del miembro superior. a) Modelo por articulación, b) modelo simplificado para la obtención de los parámetros Denavit-Hatenberg (Lugo-Villeda, 2013) 25	
2.3. Representación de un brazo robótico antropomórfico. Utilizado como referencia para el cálculo de la cinemática inversa del miembro superior (Siciliano et al., 2009).....	27
2.4. Brazo antropomórfico unido a una muñeca esférica (Siciliano et al., 2009).....	28
2.5. Configuraciones físicas de acuerdo a los valores posibles de los ángulos $\vartheta_1, \vartheta_2, \vartheta_3$ (Siciliano et al., 2009).....	32
2.6. Organización de las fibras musculares (Tomada de: www.masmusculo.com.es).....	35
2.7. Estructura del músculo esquelético (Palastanga & Soames, 2012).	36
2.8. Arreglo de las fibras en los músculos. A) Fusiforme, B) Plano, C) Penado (Palastanga & Soames, 2012).	37
2.9. Inervación de un axón en las fibra muscular (Nigel Palastanga & Soames, 2012).....	38
2.10. a) Huesos del codo: 1-Húmero, 2-Cóndilo, 3-Tróclea, 4-Radio, y 5-Cúbito. b)Músculos que proporcionan movilidad al codo: 1-Biceps, 2-Branchioradialis, 3-Branchialis 4-Pronador, 5-Triceps, 6-Anconeus, 7-Supinador (Özkaya et al., 2012).....	41
2.11. a) Estructura ósea del hombro: 1-Unión esterno-clavicular, 2-Esternón, 3-Unión glenohumeral, 4-Clavícula, 5- Unión acromio-clavicular, 6- Acromión, 7-Fosa glenoidal, 8-Escápula, 9-Húmero. b) Músculos que proporcionan movilidad al hombro: 1-Deltoides, 2-Pectoral menor, 3-Subescapular, 4-Pectoral mayor, 5-Trapezio, 6-Intraespinal y redondo menor, 7-Dorsal Ancho, 8-Levador de la escápula, 9-Supraespinal, 10-Romboide y 11-Redondo mayor (Özkaya et al., 2012).....	44

2.12. Submovimientos, en el plano, en los que se pueden dividir los movimientos de la vida cotidiana (Krebs et al., 1998).....	48
2.13. Trayectorias realizadas con ayuda de la interfaz háptica durante el experimento.	49
3.1. Envolvente de las señales EMG generadas por las contracciones necesarias para llevar a cabo los movimientos básicos del codo, a) flexión del codo, b) extensión del codo. En las gráficas, la línea azul corresponde a la señal del bíceps, la línea roja al tríceps, la línea magenta al deltoides anterior, la línea verde al deltoides medio y la línea amarilla al deltoides posterior.	53
3.2. Envolvente de las señales EMG generadas por las contracciones necesarias para llevar a cabo los movimientos básicos del hombro: a) flexión del hombro, b) extensión del hombro, c) aducción del hombro. En las gráficas, la línea azul corresponde a la señal del bíceps, la línea roja al tríceps, la línea magenta al deltoides anterior, la línea verde al deltoides medio y la línea amarilla al deltoides posterior.	54
3.3. Envolvente de las señales sEMG que muestran la secuencia de contracciones de un sujeto de prueba sin lesiones que le impidan el movimiento del miembro superior.	57
3.4. Envolvente de las señales EMG de un voluntario con discapacidad en el miembro superior derecho, la cual se presenta como flacidez. En la gráfica, la línea azul corresponde a la señal del bíceps, la línea roja al tríceps, la línea magenta al deltoides anterior, la línea verde al deltoides medio y la línea amarilla al deltoides posterior.	58
3.5. Envolvente de las señales sEMG de un voluntario con discapacidad en el miembro superior derecho, la cual se expresa por espasticidad. En la gráfica, la línea azul corresponde a la señal del bíceps, la línea roja al tríceps, la línea magenta al deltoides anterior, la línea verde al deltoides medio y la línea amarilla al deltoides posterior.	59
3.6. Comparación de las lecturas de posición del eje X contra las posiciones en el eje X deseadas para la trayectoria de prueba. La prueba fue realizada por un sujeto sin discapacidad.	60
3.7. Representación tridimensional de las lecturas de posición del efector final de la interfaz háptica durante la realización de la trayectoria de prueba.	61
3.8. Lecturas de las velocidades del efector final de la interfaz háptica durante la realización de la trayectoria de prueba por un sujeto sano.	62
3.9. Lecturas de las fuerzas ejercidas por la interfaz háptica sobre el sujeto de prueba durante la realización de la trayectoria de prueba.	63
3.10. Gráfica tridimensional del movimiento del voluntario cuando opone resistencia al guiado de la interfaz háptica.	65
3.11. Lecturas de la posición real comparadas con la posición deseada de la trayectoria de prueba.	66
3.12. Velocidades generadas debido a la resistencia que opone el sujeto a la realización de la trayectoria de prueba.	67

3.13. Fuerzas aplicadas por la interfaz háptica para intentar que el sujeto siga la trayectoria de prueba de manera correcta.	68
3.14. Secuencia de contracciones del sujeto de prueba mientras opone resistencia a la asistencia de la interfaz háptica para realizar la trayectoria de prueba.	69
4.1. Ubicación de los electrodos en el bíceps. Uno de los electrodos debe de colocarse en la parte media del músculo (rojo) y el otro en el extremo distal del mismo (gris). Un tercer electrodo es colocado como referencia en un lugar en donde se tenga la menor cantidad de músculo posible, en este caso el codo (negro).	76
4.2. Ubicación de los electrodos a) en el bíceps, b) en el tríceps y c) en las fibras anteriores, posteriores y medias del deltoides (Palastanga & Soames, 2012).	77
4.3. Colocación de los electrodos para realizar la electromiografía superficial. a) Vista lateral del brazo y b) vista frontal del brazo.	79
4.4. Posición del paciente frente a la interfaz háptica. a) Centro de la trayectoria alineado con el hombro del voluntario y la interfaz háptica y b) 90° en el codo.	79
4.5. Señales sEMG pertenecientes a veinte ciclos de la trayectoria circular.	81
4.6. Lecturas de las variables de estado pertenecientes a veinte ciclos de la trayectoria circular. a) Posición, b) Velocidad y c) Fuerza.	82
4.7. Señales sEMG después de ser filtradas y recortadas.	83
4.8. Lecturas de las Variables de Estados después de ser recortadas. a) Posición, b) Velocidad y c) Fuerza.	83
4.9. Lecturas de la posición en X, Y, Z, después de ser segmentadas, la línea negra muestra la media de los segmentos.	87
4.10. Lecturas de la velocidad en X, Y, Z, después de ser segmentadas, la línea negra muestra la media de los segmentos.	87
4.11. Lecturas de la fuerza en X, Y, Z, después de ser segmentadas, la línea negra muestra la media de los segmentos.	88
4.12. Señales sEMG después de ser segmentadas, la línea negra muestra la media de los segmentos .a) Bíceps, b) tríceps, c) deltoides posterior, d) deltoides medio y e) deltoides anterior.	88
4.13. Patrón de posiciones para la trayectoria: a) horizontal, b) vertical, c) circular.	91
4.14. Patrón de fuerzas para la trayectoria: a) horizontal, b) vertical, c) circular.	93
4.15. Patrón de velocidades para la trayectoria: a) horizontal, b) vertical, c) circular.	94
4.16. Patrón de contracciones para la trayectoria: a) horizontal, b) vertical, c) circular.	97

5.1. Plataforma experimental desarrollada como parte de este trabajo de tesis.....	100
5.2. Diagrama de la plataforma experimental desarrollada para este trabajo de tesis.....	101
5.3. Conectores de plata para la captura de las señales sEMG.....	102
5.4. Diseño de la tarjeta de adquisición de señales sEMG.....	103
5.5. Apariencia de la interfaz gráfica de usuario de la plataforma experimental.....	105
5.6. Diagrama de flujo del programa desarrollado para sincronizar la captura y el despliegue de las señales.....	108
5.7. Experimentos realizados con voluntarios discapacitados en el Centro Regiomontano de Neurorehabilitación. En las fotografías se ilustra la colocación de los electrodos, postura del voluntario y el trazo de las trayectorias de prueba.....	109
5.8. a) Señales sEMG adquiridas de un voluntario con entrenamiento musical, donde se muestra la actividad muscular más uniforme encontrada en los voluntarios sanos. b) Señales sEMG con saturación de los amplificadores a voluntad del sujeto de prueba.....	115
5.9. a) Comparación de posiciones de la trayectoria horizontal real contra la posición deseada, para SSano10. b) Comparación de la fuerza ejercida contra el patrón de fuerzas, para la trayectoria horizontal.....	116
5.10. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria horizontal. Valores pertenecientes al voluntario sano con el CS más cercano a 1.....	118
5.11. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria horizontal. Valores pertenecientes al voluntario sano con el CS más alejado de 1.....	119
5.12. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria horizontal. Valores pertenecientes al SDis1.....	120
5.13. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria horizontal. Valores pertenecientes al SDis2.....	121
5.14. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria vertical. Valores pertenecientes al voluntario sano con el CS más cercano a 1.....	122
5.15. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria vertical. Valores pertenecientes al voluntario sano con el CS más alejado de 1.....	123
5.16. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria vertical. Valores pertenecientes al SDis1.....	124

5.18. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria circular. Valores pertenecientes al voluntario sano con el CS más cercano a 1.	126
5.19. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria circular. Valores pertenecientes al voluntario sano con el CS más alejado de 1.	127
5.20. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria circular. Valores pertenecientes al SDis1.....	128
5.21. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria circular. Valores pertenecientes al SDis2.....	129
5.22. Valores de los coeficientes de similitud encontrados para los voluntarios discapacitados y los encontrados para los voluntarios sanos.	130

Índice general

Agradecimiento.....	i
Resumen	vii
Índice de figuras	ix
Índice de tablas	xv
1. Introducción.....	1
1.1. Robótica en Rehabilitación	2
1.1.1. Rehabilitación mediante terapia física	3
1.1.2. Terapia física asistida por robots	4
1.1.3. Rehabilitación asistida por guiado háptico	7
1.2. Evaluación del estado del paciente en rehabilitación asistida por un robot	9
1.2.1. Evaluación actual del paciente.....	10
1.2.2. Subjetividad en la evaluación de un paciente	11
1.3. Integración de señales fisiológicas y variables de estado en un criterio de evaluación del paciente en rehabilitación	12
1.3.1. Las variables de estado en la evaluación del paciente	12
1.3.2. Elctromiografía como señal fisiológica para evaluar el movimiento del paciente ..	13
1.3.3. Objetivo y contribuciones del trabajo de tesis	16
1.4. Organización de la tesis	18
2. Análisis de movimientos del miembro superior.....	19
2.1. Descripción del movimiento	20
2.1.1. Variables de estado	20
2.1.2. Modelo cinemático.....	22
Cinemática Directa	23
Cinemática Inversa	26
2.2. Generación de movimiento en el cuerpo humano	33
2.2.1. Fisiología del músculo esquelético y sus contracciones	33
Estructura del músculo esquelético	34
Contracción del músculo esquelético	35

2.3. Electromiografía superficial	38
2.4. Movimiento coordinado del miembro superior	40
2.4.1. Mecánica del codo	41
2.4.2. Mecánica del hombro.....	43
2.4.3. Movimientos de estudio basados en las tareas básicas de la vida cotidiana	46
2.5. Comentarios finales	49
3. Coeficiente de Similitud para evaluación del paciente en rehabilitación a partir de las señales EMG y las variables de estado	51
3.1. Señales EMG generadas por los movimientos básicos	52
3.2. Relación entre el movimiento y las señales capturadas.....	55
3.2.1. Información obtenida de las señales sEMG.....	55
3.2.2. Información obtenida de las variables de estado	59
3.2.3. Integración de las variables de estado y la sEMG	64
3.3. Coeficiente de Similitud para la evaluación del paciente en rehabilitación.....	66
3.4. Conclusión del capítulo.....	71
4. Metodología para la evaluación del paciente	73
4.1. Descripción del experimento.....	73
4.2. Protocolo experimental.....	74
4.3. Análisis de las señales sEMG y las variables de estado.....	80
4.4. Integración de las señales y evaluación con el Coeficiente de Similitud.....	86
4.5. Patrones de las variables de estado y de las señales sEMG	89
4.6. Conclusión del capítulo	96
5. Resultados experimentales.....	99
5.1. Plataforma experimental.....	99
5.1.1. Captura y acondicionamiento de las señales sEMG	100
5.1.2. Interfaz háptica.....	103
5.1.3. Interfaz gráfica	104
5.1.4. Programa de integración	105
5.2. Resultados obtenidos al aplicar el coeficiente de similitud.....	107

5.2.1. Resultados con voluntarios sanos	107
5.2.2. Resultados con voluntarios discapacitados	114
5.2.3. Comparación de resultados	116
5.3. Conclusión del capítulo	129
6. Conclusiones y perspectivas.....	133
6.1. Discusiones.....	136
6.2. Trabajo futuro.....	137
REFERENCIAS	139

Introducción

El término discapacidad se refiere a las deficiencias físicas, mentales, intelectuales o sensoriales que presenta una persona, y que hacen que las situaciones de la vida cotidiana se le presenten como barreras que le impiden una participación plena y efectiva en la sociedad (Consejo Nacional para el Desarrollo y la Inclusión de las Personas con Discapacidad, CONADIS). Una discapacidad puede tener un origen congénito, por malformación en el vientre materno (Lippincott, 2006, pg. 50), o puede ser adquirida debido a problemas perinatales o a accidentes que produzcan la pérdida o disminución de la funcionalidad motora de un miembro. Los traumas o enfermedades pueden causar daño nervioso, afectando de manera severa el control motor por debilidad muscular o parálisis. La disfunción motriz puede ser tanto a nivel mecánico, de soporte y movimiento, como a nivel de comunicación y coordinación.

En México, hasta el 2010, más de cinco millones de personas poseían algún tipo de discapacidad, lo cual, representaba un poco más del 5.1% de su población total (*Figura 1.1*). De estas, el 58.3% tenían una discapacidad motriz y requerían de atención terapéutica que les permitiera recuperar o desarrollar la habilidad perdida para realizar ciertas tareas básicas de la vida cotidiana. Desafortunadamente, hoy en día el servicio es insuficiente para las personas con discapacidad. Por una parte, en las grandes ciudades la oferta de cuidado médico y de servicios de rehabilitación, está siendo rebasada por una demanda creciente, resultado de la vida sedentaria. Y por otra, en comunidades pequeñas, generalmente aisladas o de difícil acceso, estos servicios simplemente no existen debido a la falta de infraestructura y de personal especializado. En este contexto, nace el interés por desarrollar protocolos de atención en fisioterapia basados en el uso de la tecnología moderna, particularmente, de la robótica, que permitan a los profesionales de la salud incrementar su eficiencia y rango de acción, aumentando la cantidad de pacientes que puedan

atender, manteniendo la calidad en el servicio que brindan y proporcionando medios para una correcta evaluación del paciente.

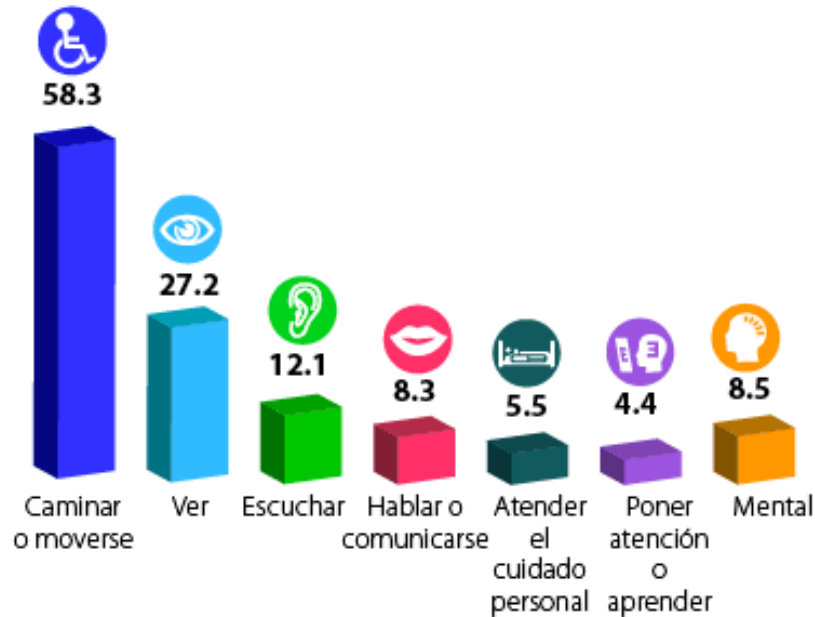


Figura 1.1. Demografía de los diferentes tipos de discapacidad en México (Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática, INEGI)

1.1. Robótica en Rehabilitación

La terapia física o fisioterapia, está definida por la Organización Mundial de la Salud (OMS) como un tratamiento físico por medio de gimnasia reeducativa, calor, frío, luz, electricidad o masajes, es un conjunto de ejercicios que llevan a cabo los terapeutas para estimular físicamente a un paciente. En el caso de la movilidad, la fisioterapia toma las precauciones necesarias para corregir la causa de la disfunción y evitar que los músculos que circundan la lesión actúen para compensar el trabajo que debería ser realizado por el músculo lesionado. La estimulación del paciente durante la terapia física no tiene por qué ser forzosamente por contacto directo. Los ejercicios de la terapia física son parte del proceso destinado a permitir que las personas con discapacidad logren alcanzar y mantener niveles funcionales físicos, sensoriales, intelectuales, psicológicos y sociales que les permitan integrarse a la sociedad (OMS). Este proceso ofrece las

herramientas, físicas y metodológicas, necesarias para que las personas con discapacidad logren recuperar o adquirir la posibilidad de alcanzar un máximo nivel de independencia. Por supuesto, tomando en cuenta que la rehabilitación tiene que ser adecuada al paciente y al tipo de discapacidad que presente.

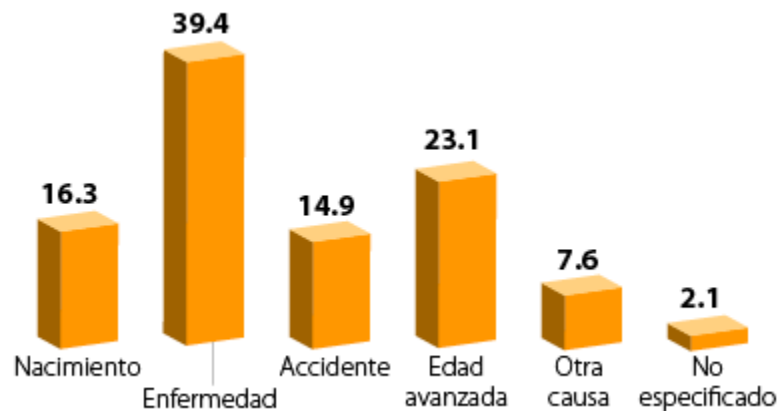


Figura 1.2. Porcentaje de incidencia de las causas de las discapacidades en México (INEGI)

1.1.1. Rehabilitación mediante terapia física

Algunas técnicas de terapia física que se siguen durante la rehabilitación de un paciente, tienen como objetivo estimularlo para crear en él las sinapsis (conexiones neuronales) necesarias para que pueda controlar su sistema musculoesquelético de manera voluntaria y coordinada, y logre realizar tareas específicas. Estas técnicas aprovechan la capacidad del sistema nervioso para regenerarse o bien, gracias a la plasticidad neuronal, para reorganizarse de manera que se puedan formar nuevas sinapsis que compensen a las pérdidas por alguna lesión. Esta propiedad permite la recuperación del sistema nervioso, además de que lo provee con la capacidad de aprendizaje de nuevas tareas. Cuando la lesión afecta a neuronas motoras, las probabilidades de que el sistema nervioso presente una reacción de recuperación aumentan. La actividad regeneradora de las neuronas puede iniciar tan solo 24 horas después de la lesión en forma de brotes nerviosos que emanan del muñón proximal respecto al cuerpo neuronal. Después de tres semanas, si la neurona

sobrevive, se puede observar una regeneración del cuerpo celular y, después de tres a seis meses, el proceso se completa (Afifi & Bergman, 1999).

Ahora bien, cuando el problema que causa la discapacidad es congénito, las sinapsis necesarias para controlar la sincronía y la acción del movimiento se encuentran ausentes, por lo que son creadas mediante los ejercicios de rehabilitación. En cambio, cuando el daño es adquirido, se puede suponer que las sinapsis fueron creadas y, de alguna manera, la persona tiene el conocimiento para realizar una tarea pero no su control a nivel consciente. Así, la rehabilitación se destina a estimular la plasticidad del cerebro para recuperar la funcionalidad de las conexiones neuronales por medio de la regeneración o sustitución.

El crecimiento e inervación adecuados del blanco nervioso distal apropiado son de importancia crítica para el éxito de la regeneración nerviosa. En este contexto, el blanco de la inervación puede ejercer una influencia “neurotrófica” guía sobre un axón regenerante. *Forsman*, en 1898, y *Ramón y Cajal*, años más tarde, mostraron que la punta de avance de un axón regenerante es atraída quimiotrópicamente hacia su blanco nervioso distal (Afifi & Bergman, 1999). Para que la regeneración nerviosa sea exitosa se requiere de factores de crecimiento nervioso y la terapia física se encarga de estimular las áreas lesionadas con el fin de que se acumulen factores metabólicos, neurotransmisores, proteínas y otros nutrientes que llevan a cabo el efecto quimiotrópico. Los ejercicios que permiten la reeducación neuromuscular forman parte de la cinesiterapia, la cual se enfoca en el tratamiento mediante el movimiento y debido a la gran variedad consideradas dentro del tipo de lesiones motoras, la cinesiterapia se apoya en distintas herramientas que le permiten generar mejores resultados. Un ejemplo de estas herramientas es la mecanoterapia que ha dado origen a la rehabilitación asistida por robots.

1.1.2. Terapia física asistida por robots

La mecanoterapia trata las enfermedades y lesiones mediante dispositivos mecánicos, como sistemas de pesos, palancas, poleas y, en la actualidad, gracias a los avances tecnológicos, también se utilizan dispositivos robóticos que pueden reproducir de manera automática los movimientos del sistema musculo-esquelético y, gracias a sus sensores, emular los movimientos de un terapeuta sobre un paciente. Su uso se vislumbra como una posibilidad para mejorar la intensidad y frecuencia de las sesiones de rehabilitación, evitando el cansancio del terapeuta y aumentando su

capacidad de atención, evitando así que la rehabilitación de los pacientes resulte muy lenta y, en el peor de los casos, deficiente.

Los protocolos de rehabilitación por medio de terapia física, se basan, principalmente, en la repetición de movimientos controlados y sencillos que pueden realizarse de manera repetitiva y que tratan de imitar las tareas más básicas de la vida cotidiana. Es por eso que los protocolos de rehabilitación se centran principalmente en lograr movimientos que abarcan trayectorias que exigen diferentes grados de precisión, dependiendo del nivel de discapacidad de cada paciente. Durante el desarrollo de estos protocolos, la repetición e intensidad de los ejercicios, así como su retroalimentación, son muy importantes para el proceso de aprendizaje de la tarea (formación de las sinapsis). Es aquí donde nos enfrentamos un gran problema, pues debido al elevado número de pacientes, en comparación con la cantidad de terapeutas, no es posible que todos los pacientes reciban la atención con la frecuencia e intensidad necesarias para lograr una recuperación óptima, esto debido al tiempo que transcurre entre sesiones de rehabilitación o por el cansancio del terapeuta después de haber atendido a varios pacientes. Este problema acarrea consigo que la rehabilitación de los pacientes resulte muy lenta y, en el peor de los casos, deficiente, lo que crea la necesidad de contar con sistemas de rehabilitación apoyados en el uso de dispositivos robóticos.

En general, un dispositivo robótico es una entidad virtual o mecánica que desarrolla una tarea específica programada. Así, los pacientes que siguen un programa de rehabilitación asistida por un dispositivo robótico son clasificados en grupos que requieren atención similar, de este modo el dispositivo robótico puede atender a muchos pacientes con disfunciones semejantes, sin la necesidad de ser reprogramado. Sin embargo, las necesidades varían si la rehabilitación es requerida en un miembro superior (movimientos complejos y de coordinación fina) o en un miembro inferior (coordinación y fuerza). Específicamente, en lo que se refiere a los miembros superiores, se han reportado estudios en los que se demuestra que las tareas básicas cotidianas más comunes son las asociadas al hecho de alcanzar y tomar un objeto (Chris T. Freeman et al., 2012). Es por eso que los protocolos de rehabilitación se centran principalmente en lograr este tipo de movimientos, los cuales, a su vez abarcan trayectorias que exigen diferentes grados de precisión, dependiendo del nivel de discapacidad de cada paciente. Para cumplir este objetivo, los dispositivos han sido diseñados en una gran variedad de configuraciones dependiendo de la discapacidad que se quiere tratar.

Los primeros robots utilizados en la rehabilitación, disponibles en el mercado, trabajan con un controlador en lazo abierto, los dispositivos solo repiten movimientos preprogramados forzando al paciente a seguirlos sin tomar en cuenta su estado, lo que puede ayudarle simplemente a mantener su movilidad pero no a estimular el efecto de movimiento asociado a la intención de producirlo, y por ende, a la regeneración neuronal. Este modo de operación requiere de diseños con arquitectura sencilla, pero son muy sensibles a fallas, ya que requieren de ajuste e inicialización antes de cada sesión. El controlador de lazo abierto se utiliza comercialmente para marcha, estimulando las extremidades inferiores, un ejemplo de ello es el sistema Lokomat, utilizado en los Centros de Rehabilitación Infantil Teletón (CRIT). Actualmente se están desarrollando dispositivos que trabajan en un modo de lazo cerrado y con comunicación bidireccional. Esto es, que por medio del vector de fuerza generado en el paciente, se producen en él sensaciones cinestésicas controladas que además se retroalimentan de su misma acción. En este tipo de dispositivos, las acciones del paciente sobre la interfaz, son consideradas como perturbaciones al sistema que el controlador compensa produciendo un efecto de guiado, y en donde, además, interviene la intención de movimiento. La aplicación de estos dispositivos en la rehabilitación, particularmente en la rehabilitación de movimientos finos, es prometedora debido a sus características de retroalimentación sensorial.

Algunos métodos para rehabilitación, que se centran en el estudio del efector final¹ del robot o de la interacción del paciente con un exoesqueleto, han sido utilizados en terapias enfocadas a los miembros superiores. Además de realizar tareas repetitivas, los robots pueden proporcionar información sobre el paciente durante el transcurso de la terapia. Esto es reciente, porque hasta 2009 no se había reportado el uso de robots para el análisis del movimiento del miembro superior. En (Popovic, Williams, Schmitz-Rode, Rau, & Disselhorst-Klug, 2009) se presentan los resultados de un método basado en el efector final de un robot con seis grados de libertad en el cual se establece un vector de fuerza que los voluntarios deben seguir. El sistema cuenta con un monitor que retroalimenta al voluntario dándole a conocer la desviación de la posición actual del efector respecto a la posición deseada. El estudio realizado en (Popovic et al., 2009) utiliza como sujetos de prueba a voluntarios sin discapacidades, a diferencia del sistema desarrollado por Culmer y colaboradores (Culmer et al., 2011), donde los voluntarios son personas discapacitadas. El sistema desarrollado por Culmer y colaboradores (Culmer et al., 2011) es un exoesqueleto, que consta de

¹ En robótica, el efector final es el dispositivo en el extremo de la cadena cinemática, diseñado para interactuar con el medio ambiente.

dos robots de seis grados de libertad que cuentan con transductores tridimensionales en cada una de sus articulaciones, con el cual, se realizó un análisis, tanto cinético como cinemático, del movimiento del miembro superior, utilizando la información obtenida de voluntarios con diferentes grados de discapacidad. En ambos casos la evaluación del desempeño de los sistemas sobre los voluntarios se realiza utilizando criterios cinemáticos simples como posición y velocidad.

1.1.3. Rehabilitación asistida por guiado háptico

En la actualidad, los avances en robótica permiten que los dispositivos robóticos ofrezcan como prestaciones no sólo el seguimiento preciso de trayectorias en posición y velocidad, sino que además, por medio de transductores de fuerza y de posición, algoritmos de control y una comunicación bidireccional, se permite la creación y el control del vector de fuerza del efector final sobre las superficies de interacción. Estas prestaciones, al ser aprovechadas para interactuar con un operador, en la forma de una interfaz de comunicación, producen en el usuario sensaciones cinestésicas y táctiles cuyos estímulos pueden ser útiles para un proceso de rehabilitación.

A los dispositivos que se encargan de replicar o mejorar la sensación cinestésica y táctil mediante la percepción de un ambiente real, se les conoce como interfaces hápticas, las cuales, están formadas por un dispositivo mecatrónico que posee sensores que registran la actividad cinestésica del operador. La información, adquirida por medio de los sensores, es enviada al bloque de procesamiento en donde se calcula la posición del eslabón final y las fuerzas que deben ser aplicadas en los actuadores del dispositivo basándose en esta posición. Esta característica ha sido explotada en rehabilitación con el fin ofrecer al paciente una función de guiado con información sobre la manera apropiada de realizar una tarea, esto es, que el paciente pueda tener retroalimentación del movimiento que está realizando y, simultáneamente, gracias a los sensores obtener información acerca de los parámetros físicos del paciente que podrán ser utilizados para evaluar su desempeño durante la realización de una tarea.

Para poder recrear las sensaciones cinestésicas y táctiles, las interfaces hápticas siguen el proceso conocido como “ciclo háptico” (*Figura 1.3*). Primero, el dispositivo háptico detecta una entrada, la cual es aplicada a un ambiente virtual o teleoperado. Para el ambiente virtual, el efecto

de la entrada y la respuesta subsecuente son calculadas con base en modelos y un algoritmo de representación háptica. En teleoperación, un manipulador remoto intenta seguir la entrada dada por el operador. Finalmente, los actuadores en el dispositivo háptico son usados para desplegar físicamente las sensaciones táctiles hacia el operador. El resultado ideal de este ciclo es que el operador tenga la sensación de estar interactuando directamente con un ambiente real.

Cuando un terapeuta realiza con el paciente los ejercicios correspondientes a la terapia, utiliza inconscientemente el ciclo háptico: El terapeuta realiza un movimiento que sigue una trayectoria definida y registra las implicaciones cinestésicas del movimiento realizado, con base en este registro cinestésico el terapeuta adapta las fuerzas aplicadas para poder realizar la trayectoria. En un dispositivo háptico, la respuesta calculada es enviada a los actuadores que recrean el movimiento del terapeuta al generar el estímulo cinestésico necesario para la rehabilitación.

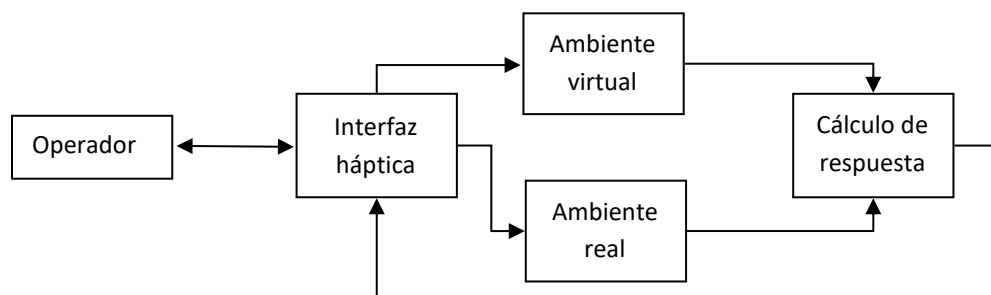


Figura 1.3. Diagrama del ciclo háptico.

La rehabilitación asistida por dispositivos hápticos, en su mayoría, es realizada aún con fines de investigación en las clínicas de rehabilitación en donde se estudian los efectos del uso del dispositivo en la evolución del paciente, siempre bajo supervisión del terapeuta aunque éste no participe directamente en los movimientos realizados. Sin embargo, recientemente se han desarrollado algunos dispositivos de bajo costo, poca potencia, uso sencillo, y sobre todo, seguros, que pueden ser considerados para ser aplicados como base en plataformas de rehabilitación para llevar la terapia a las personas que no tienen la posibilidad de asistir a un centro de rehabilitación y que pueden contar con la intervención a distancia del especialista. En la *Figura 1.4* se ilustran dos de las posibles aplicaciones del guiado háptico en rehabilitación que actualmente están en investigación. En la *Figura 1.4a*, se muestra la configuración de un dispositivo háptico para una

terapia supervisada por el terapeuta y en la *Figura 1.4b*, se muestra el mismo dispositivo en una configuración dispuesta para llevar a cabo una terapia teledirigida por el terapeuta (Turiján-Rivera, 2012).

Para conocer el grado de rehabilitación de un paciente se llevan a cabo evaluaciones clínicas. La información obtenida de éstas es analizada por los terapeutas para poder conocer en qué etapa de la rehabilitación se encuentra el paciente y, con base en esto, hacer una planeación del trabajo a realizar durante las siguientes sesiones de rehabilitación. Sin embargo en general la evaluación se realiza a nivel subjetivo y no aprovecha el potencial de las mediciones que ofrece el uso de la interfaz háptica.

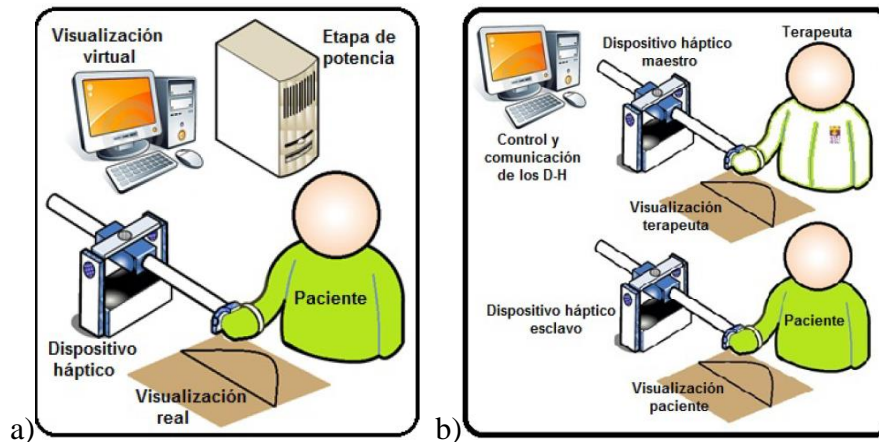


Figura 1.4. a) Diagrama de la terapia mediante un dispositivo háptico local, y b) diagrama de la terapia teledirigida por el terapeuta mediante dispositivos hápticos remotos (Turiján-Rivera, 2012).

1.2. Evaluación del estado del paciente en rehabilitación asistida por un robot

Actualmente, en las clínicas de rehabilitación, para realizar una evaluación de un paciente, se toman distintas medidas de un conjunto de funcionalidades y características que dan información relevante a cerca del paciente y su estado actual. Los expertos en rehabilitación han enumerado las que consideran fundamentales y que más afectan la rehabilitación de un paciente, las cuales se presentan en la *Tabla 1.1* y cuyos elementos deben tener propiedades psicométricas sólidas (Barak & Duncan, 2006). Las propiedades psicométricas esenciales son: fiabilidad, validez, sensibilidad al cambio, importancia y facilidad de uso de las mediciones realizadas, y determinación de la

diferencia mínima clínicamente significativa para ayudar a establecer un umbral a partir del cual una mejora se puede considerar como importante.

1.2.1. Evaluación actual del paciente

Para seleccionar las mediciones a realizar, es importante conocer la causa de la discapacidad, la heterogeneidad de los síntomas y su propósito. En donde, el propósito de la medición puede ser discriminativo para separar a los pacientes en diferentes clases que puedan ser estudiadas con un criterio de diagnóstico específico. Cuando el propósito es predictivo, las mediciones tienen la intención de clasificar a los pacientes respecto a un estándar. Finalmente, cuando el propósito de las mediciones es una evaluación, el objetivo es encontrar cambios significativos en el estado clínico del paciente. Además se debe establecer si las mediciones están enfocadas a la eficacia, para detectar los efectos biológicos del tratamiento con la menor cantidad posible de pacientes, o enfocadas a la efectividad, para determinar el beneficio que traen al paciente las sesiones de terapia clínica ordinaria (Barak & Duncan, 2006).

ICF título de componente y categoría
Funciones del cuerpo
Funciones conscientes
Funciones de orientación
Funciones de fuerza muscular
Funciones mentales del lenguaje
Estructura del cuerpo
Estructura del cerebro
Actividades
Marcha
Habla
Alimentación
Aseo personal
Factores ambientales
Familia inmediata

Tabla 1.1. Breve conjunto básico de la Clasificación Internacional de Funcionalidad (ICF por sus siglas en inglés) para evaluación en la recuperación de accidente cardiovascular (Barak & Duncan, 2006).

Cuando se lleva a cabo una evaluación de un paciente en recuperación, el terapeuta considera a discreción parámetros cuantificables, como desplazamientos o velocidad, y se centra en la flexibilidad o la participación del paciente en los ejercicios de rehabilitación. Además de estas apreciaciones, los métodos principales de adquisición de datos para una evaluación son cuestionarios que pueden ser contestados independientemente por el paciente, mediante una entrevista, vía telefónica, desde un sitio en internet o incluso respondidos por la persona encargada del cuidado del paciente. Un ejemplo de estos cuestionarios son el Barthel Index y el SF-36. A esto se le incluyen las observaciones hechas por el terapeuta durante las sesiones de terapia.

1.2.2. Subjetividad en la evaluación de un paciente

La rehabilitación asistida por robots se ha comparado con la realizada por los terapeutas mediante la evaluación de grupos de pacientes que llevan a cabo programas de rehabilitación similares, donde la diferencia en el tratamiento radica en que una parte del grupo realiza los ejercicios de rehabilitación con la ayuda de un terapeuta y otra parte con ayuda de un dispositivo robótico (Hornby et al., 2008). Es importante recalcar que los robots utilizados actualmente no “sienten” al paciente, por lo tanto no lo toman en cuenta al momento de realizar los ejercicios, a diferencia de los dispositivos hápticos que gracias a su comunicación bidireccional interactúan directamente con él. Sin embargo, es posible observar que las mediciones realizadas para la evaluación del paciente no son del todo objetivas, sino más bien subjetivas, porque dependen del criterio de cada terapeuta. Realizando una evaluación objetiva del paciente, basada en la observación de las variables de estado (posición, velocidad y fuerza), se puede determinar si éste ha tenido una mejora en su rendimiento físico. Sin embargo, esta conclusión no se puede generalizar a la rehabilitación pues no hay manera de saber si la mejora en el rendimiento se debe a que el músculo afectado por la discapacidad está experimentando una recuperación o a que los músculos adyacentes a la lesión están compensando la debilidad o parálisis muscular. La compensación del movimiento podría generar nuevas lesiones debidas al estrés generado en los músculos que compensan el movimiento, por ello es necesario identificar si la causa de la mejora en el rendimiento del paciente es una recuperación o una compensación.

Para atacar la subjetividad de la evaluación y llevarla a un plano objetivo, se han realizado modelos que intentan establecer una evaluación cuantitativa de la cinemática del miembro

superior, pero en su mayoría simplifican o discriminan alguno de los grados de libertad del sistema representado por el miembro debido a la variabilidad y complejidad su estructura por lo cual Hingtgen et al. en (Hingtgen, McGuire, Wang, & Harris, 2006), desarrollaron un modelo capaz de obtener los ángulos de unión del tronco, hombro y codo utilizando un sistema de visión Vicon®, permitiendo así, el desarrollo de algoritmos de control que involucran una mayor cantidad de parámetros con el fin de hacer más eficiente la rehabilitación asistida por un dispositivo robótico. Sin embargo, estos modelos no resuelven el problema de conocer si el avance del paciente es una recuperación o una compensación. Para poder diferenciar entre una recuperación o una compensación, es necesario determinar dónde se generan las contracciones musculares que dan origen al movimiento del miembro.

1.3. Integración de señales fisiológicas y variables de estado en un criterio de evaluación del paciente en rehabilitación

Es posible analizar y evaluar el movimiento del miembro superior utilizando información proveniente de variables físicas, las cuales pueden describir el movimiento del miembro, permitiendo conocer el estado actual de la movilidad del paciente. Sin embargo, no es correcto utilizar exclusivamente esta información para la evaluación del paciente, pues las variables físicas describen únicamente el estado cinemático y dinámico del movimiento del paciente sin considerar que éste está ligado a variables fisiológicas que determinan sus valores. Por lo que es importante incluir variables fisiológicas en la evaluación del paciente y, al mismo tiempo, integrarlas con las variables físicas, de tal manera que se pueda obtener una evaluación cuantitativa del estado del paciente que pueda auxiliar al terapeuta.

1.3.1. Las variables de estado en la evaluación del paciente

Los dispositivos hápticos que utilizan en su funcionamiento variables físicas y dinámicas pueden proveer mediciones que caracterizan el movimiento del usuario (posición, velocidad y fuerza), describiendo su estado en cada momento del ejercicio, y cuando son usadas en rehabilitación, proveyendo información objetiva para evaluar algunas de las características físicas del paciente que puedan ser usadas para determinar su movilidad. Sin embargo, dada la naturaleza de los

movimientos, esas mediciones no pueden ser usadas por si solas para evaluar el estado de los pacientes pues están comúnmente asociadas a cambios fisiológicos que determinan sus valores absolutos y la forma en la que deben de ser consideradas.

1.3.2. Electromiografía como señal fisiológica para evaluar el movimiento del paciente

Una de las estrategias para conocer la intención y el esfuerzo de movimiento del paciente es el análisis de señales electromiográficas (EMG), con las cuales se puede medir la actividad muscular de una persona, esto es, considerando que tanto en personas sanas como en personas discapacitadas, los movimientos se realizan mediante contracciones sincronizadas de las unidades motoras del sistema musculo-esquelético que se producen en respuesta a un estímulo neuronal. Cuando una unidad motora es estimulada por una señal neuronal, la contracción producida genera una señal eléctrica que es la suma de los potenciales de acción de todas las células que la componen, esta señal se conoce como potencial de acción de unidad motora o MUAP (por sus siglas en Inglés). Las señales MUAP tienen una duración aproximada de 3-15 ms y una amplitud de entre 100 y 300 μ V. Estas características se pueden ver afectadas por neuropatías o por miopatías, las cuales producen discapacidad motriz. Las neuropatías producen una conducción lenta de los estímulos neuronales provocando una activación desincronizada de las fibras y una duración de la MUAP más larga de lo normal. Una miopatía se caracteriza por la pérdida de fibras musculares en las unidades motoras aunque, en muchas ocasiones, la neurona que las inerva esté intacta (Rangayyan, 2002, pp. 11-14).

La gradación de la contracción muscular se obtiene por la variación en la cantidad de unidades motoras que participan y en la frecuencia con la que lo hacen. La suma espacio-temporal de las señales MUAP correspondientes a las unidades motoras que generan la contracción es la señal EMG. Conforme aumenta la tensión generada por la contracción, se puede llegar a obtener un patrón de la señal EMG (Rangayyan, 2002, pp. 11-14). Estos patrones pueden ser utilizados en la evaluación de pacientes en rehabilitación, pues su discapacidad generaría una alteración en estos patrones. Se especula que, conforme avance en su recuperación, un paciente en rehabilitación llegará a tener los mismos patrones que una persona sana. La utilidad de las señales EMG puede observarse en el hecho de que algunos algoritmos de control de lazo cerrado han sido implementados utilizando señales EMG como retroalimentación del sistema. Sin embargo, no se

han incorporado este tipo de algoritmos a los controladores en los que se considera el modelo que describe el brazo, pues las señales EMG no se relacionan directamente con la fuerza o el torque generado por el músculo (Chris T. Freeman et al., 2012), no obstante, las señales EMG pueden proporcionar información del nivel de actividad muscular, que se puede relacionar con la fuerza que está siendo ejercida por el miembro superior. Por otro lado en (Kilner et al., 1999) se presenta un estudio de la coherencia en las señales EMG, de diferentes pares de músculos, en la banda de 15-30 Hz durante tareas en las que los individuos de prueba sostuvieron cargas, para lo cual utilizaron diferentes niveles de fuerza. En las pruebas realizadas en (Kilner et al., 1999) se encontró que, tanto con la fuerza baja como con la fuerza alta, hay un pico de los valores combinados de la coherencia de los pares de músculos utilizados en las pruebas que se encuentra en la banda de 15-30 Hz. Lo interesante es que se puede detectar una rampa causada por el mayor nivel de fuerza que tiene que realizar el voluntario cuando sostiene la carga más pesada. Una de las bondades de las señales EMG es que pueden mostrar que tan rápido viaja un estímulo a lo largo de un músculo o si es que la falta de movimiento, se debe a la falta de un impulso que estimule las fibras musculares.

En el trabajo presentado en (Johnson, Jindrich, Roy, & Edgerton, 2012), se puede observar la relación de las señales fisiológicas y el movimiento. En él, se obtienen una serie de mediciones mediante señales EMG y mediciones de fuerza de reacción en donde se puede observar la recuperación de ratas con lesión en la espina dorsal. En la *Figura 1.5* se muestran las gráficas en donde se observan la fuerza de reacción y las señales EMG rectificadas de cada uno de los músculos medidos durante los experimentos en diferentes periodos de tiempo. En la parte superior de cada inciso se encuentra una gráfica que muestra la cinemática del caminado de la rata en evaluación; en la parte media, la gráfica respecto al tiempo de la fuerza de reacción del suelo al paso dado por la rata; y en la parte inferior, la gráfica muestra la secuencia de activación muscular que se da durante el paso. Con el fin de que las evaluaciones fueran cuantitativas, se desarrollaron cinco medidas de la recuperación de las ratas evaluadas: 1) La cantidad de peso corporal soportada por las extremidades, 2) La fuerza de propulsión ejercida por las extremidades, 3) La suma de la activación de los músculos de las extremidades, 4) La cantidad de co-contracción de los músculos antagonistas y sinérgicos, y 5) La presencia de la activación del extensor del tobillo durante el ciclo de un paso.

Las señales EMG proporcionan información acerca de las contracciones musculares, sin embargo, su interpretación puede seguir en el plano subjetivo, debido a que la recuperación en algunos pacientes puede darse de manera espontánea (Barak & Duncan, 2006) o bien puede no seguir un orden determinado de eventos (Johnson et al., 2012). Estas características de la recuperación dependen del tipo y la ubicación de la lesión. Es por eso que se propone analizar, a la par, las variables de estado en el paciente. El análisis de las variables de estado junto con el análisis de las señales EMG, puede darnos información contundente sobre la rehabilitación de un paciente, con lo que se puede determinar el éxito o fracaso del programa de rehabilitación que se está siguiendo.

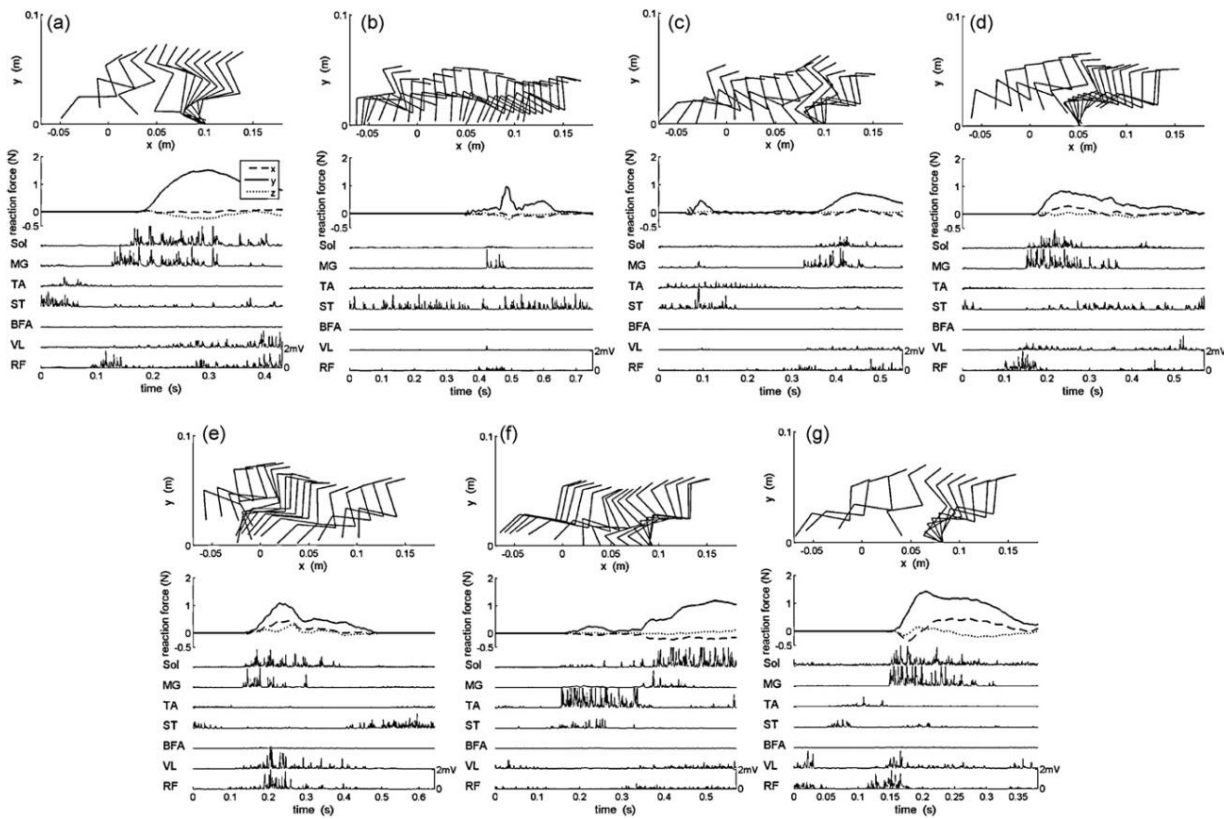


Figura 1.5. Ejemplo de evaluación cuantitativa del caminado de una rata durante su recuperación de una lesión en la espina dorsal (Johnson et al., 2012).

1.3.3. Objetivo y contribuciones del trabajo de tesis

El nivel de complejidad del sistema musculo-esquelético del miembro superior, en comparación con el miembro inferior, es elevado y su rehabilitación resulta complicada debido a la cantidad de

músculos que tienen que ser estimulados. Como ya lo hemos dicho antes, los movimientos que consisten en alcanzar y asir algún objeto, representan más de la mitad de los movimientos básicos de las tareas cotidianas, estos movimientos son realizados casi exclusivamente por el miembro superior por lo que se convierte en el objetivo principal de la rehabilitación de cualquier persona. El hecho de que la mayoría de los movimientos cotidianos sean realizados por el miembro superior, le da a esta parte del cuerpo una especial importancia dentro de la rehabilitación, ésta importancia se convierte en la motivación para el desarrollo de una plataforma robótica de rehabilitación que nos permita realizar una evaluación cuantitativa de la recuperación neuromuscular del miembro superior, con el fin de poder ofrecer terapias apropiadas de acuerdo a las necesidades de cada persona.

En este trabajo, proponemos *integrar los conceptos de la ingeniería robótica con los de bioingeniería para realizar la evaluación cuantitativa de un paciente, estableciendo una relación entre las señales EMG y las variables de estado del miembro superior, y utilizando un dispositivo háptico como herramienta para realizar los movimientos que permitan adquirir las señales y los valores de las variables. Consideramos que esto es posible dado que la rehabilitación del miembro superior se puede llevar a cabo de manera automática, mediante una plataforma robótica que permita la adaptación de un protocolo médico en los pacientes con diferentes grados de discapacidad, utilizando variables cinemáticas del paciente que, unidas a las señales EMG, puedan resultar en criterios de evaluación de la acción de la rehabilitación en el estado del paciente, lo que permitirá tener resultados eficientes y llevar a cabo un análisis completo en todas las fases de la rehabilitación mediante el procesamiento de las señales obtenidas a lo largo del proceso. Así, el objetivo principal de este trabajo de tesis es desarrollar un coeficiente que permita la evaluación del paciente en rehabilitación del miembro superior utilizando electromiografía y sus variables de estado, obtenidas mediante un dispositivo háptico. Para cumplir este objetivo se realizaron las siguientes contribuciones como parte de la solución al problema:*

1. Diseño de trayectorias en el dispositivo háptico que nos permiten evaluar la capacidad del miembro superior a través de movimientos simples. Considerando la anatomía del brazo, movimiento de tareas cotidianas y la intersección de las áreas de trabajo del brazo y del dispositivo.

2. Programación del dispositivo háptico de tipo *Phantom Omni*, el cual posee los sensores necesarios para poder realizar mediciones como posición, velocidad y fuerza (variables de estado), con las trayectorias obtenidas en el punto uno. El espacio de trabajo de los pacientes es convergente con el del dispositivo, es decir, las trayectorias deben de estar programadas de tal manera que entren en los campos de trabajo de todas las personas que realicen el experimento.
3. Diseño y construcción de una plataforma experimental capaz de llevar a cabo la adquisición de las señales EMG y las variables de estado de manera simultánea, así como de desplegar la información al usuario por medio de una interfaz gráfica que permite la visualización en tiempo real de las señales EMG en cada uno de los músculos seleccionados. La interfaz gráfica de la plataforma es capaz de ofrecer una representación predictiva de la posición del brazo, basada en cinemática inversa y la posición del efector final de la interfaz háptica.
4. Determinación del protocolo para la obtención de las mediciones de posición, velocidad y fuerza de un conjunto de voluntarios que ejecutarán una tarea definida. Esta consiste en una serie de repeticiones de trayectorias programadas en el dispositivo háptico y de las señales EMG asociadas al movimiento mediante electrodos colocados en los principales músculos del miembro superior.
5. Análisis cinemático de las variables de estado para reconstrucción del movimiento de un modelo del miembro superior y análisis estadístico de las señales EMG con el fin de encontrar patrones de referencia que indiquen el desempeño del miembro superior durante la rehabilitación, así como las características comunes entre los individuos sanos.
6. Diseño e implementación de un coeficiente que permite realizar una evaluación objetiva de la condición actual del paciente, basado en una relación cuantificable entre los patrones encontrados (EMG y variables de estado) y que permite establecer el grado de recuperación del paciente durante el protocolo de rehabilitación.

7. Estudio experimental de guiado háptico de miembro superior con lecturas de las señales EMG y las variables de estado en pacientes discapacitados en proceso de rehabilitación. Se desarrolló el protocolo experimental y se aplicó la metodología de adquisición y procesamiento de datos para determinar, por medio del coeficiente, su estado y mostrar así su viabilidad.

1.4. Organización de la tesis

En el presente documento, se muestra el desarrollo de este trabajo de tesis, comenzando con una introducción, en la cual, se presenta el problema que da pie al proyecto, una reseña de conceptos básicos que ayudarán a comprender el contenido del texto, la hipótesis y las contribuciones logradas al final del proyecto. El Capítulo 2, contiene una explicación de las herramientas utilizadas para describir detalladamente el movimiento del miembro superior, tanto desde la perspectiva de la robótica, como desde la perspectiva fisiológica. Además, se presenta un análisis de los movimientos básicos del miembro superior, el cual es tomado como base para el diseño de las trayectorias en las que se basa nuestro experimento. Luego, en el Capítulo 3, se explica ampliamente el análisis para la integración de las variables de estado y las señales electromiográficas, del cual se desprende el diseño del coeficiente de similitud o CS , que nos proporciona información cuantitativa del estado del paciente. Lo que da pie al Capítulo 4, donde se presenta la metodología y la descripción del experimento, con lo que se asegura que, a pesar de las diferencias fisiológicas, todos los voluntarios realicen las pruebas en igualdad de circunstancias, es decir, que la colocación de los electrodos los que se capturan las señales electromiográficas y la posición del voluntario respecto de la interfaz, así como el número de repeticiones de cada trayectoria, sea siempre la misma. En seguida, en el Capítulo 5, se describe la plataforma desarrollada para este proyecto, dando a conocer las características de software y hardware necesarias para asegurar una correcta evaluación del estado de los pacientes en rehabilitación. En seguida, se describe el procedimiento que se siguió para encontrar los patrones característicos de cada una de las variables, físicas y fisiológicas, utilizadas para la evaluación de los pacientes, seguidos por los resultados obtenidos después de calcular los coeficientes de similitud correspondientes a los voluntarios sanos y discapacitados. Por último, se presentan las conclusiones y se habla sobre el trabajo futuro.

Análisis de movimientos del miembro superior

El miembro superior es una de las estructuras principales del cuerpo humano, capaz de llevar a cabo movimientos complejos que involucran una gran coordinación, fuerza y velocidad. Estos movimientos abarcan desde las más complejas como manipulaciones finas para escribir o manipular objetos, hasta las tareas más fundamentales como alimentarse o asearse, y cualquier impedimento para su realización correcta provoca que la persona reduzca significativamente su grado de independencia, y así, su calidad de vida. Por esta razón se requiere atención médica que le ayude a recuperar, en la medida de lo posible, la movilidad perdida por medio de una rehabilitación física. Para fines de rehabilitación, pensamos que es importante estudiar y comprender el funcionamiento del miembro superior y en este capítulo presentamos tanto información de la descripción cinemática de su movimiento como de sus estructuras funcionales. Para esto utilizamos herramientas matemáticas que permiten una descripción, cinemática y dinámica, del movimiento del miembro superior con mayor nivel a la que puede proporcionar la convención tradicional de planimetría, y que además permite la inclusión de las señales eléctricas que muestran las contracciones musculares que lo generan. Es importante aclarar que el estudio cinemático del miembro superior se presentó con detalle en el trabajo de tesis de Manuel Alejandro Lugo Villeda (Lugo-Villeda, 2013) para servir como referencia, y de igual manera, en este trabajo se presenta la descripción anatómica y fisiológica del músculo para que, ambos trabajos, puedan servir de manera complementaria como referencia a trabajos futuros.

2.1. Descripción del movimiento

Para describir un sistema físico se utilizan variables físicas que nos permiten conocer su estado general. En particular, la descripción del movimiento puede ser mediante variables cinemáticas, cuando únicamente se considera la morfología del sistema, o mediante variables dinámicas, cuando además se quieren conocer las causas que lo producen. En medicina, para describir los movimientos de las extremidades del cuerpo, se utilizan los planos del cuerpo para obtener una descripción cualitativa útil para el estudio anatómico y para generar diagnósticos. Por el contrario, en robótica, para describir los movimientos de los sistemas mecánicos, se utilizan variables que representan la posición, velocidad y orientación de cada uno de los componentes articulares que componen la cadena cinemática que se está analizando (*Figura 2.1*). Estas variables se encuentran expresadas en unidades lineales o rotacionales, dependiendo del tipo de articulación que describen y, cuando en conjunto describen de manera única el estado del sistema, son conocidas como variables de estado.

2.1.1. Variables de estado

Una variable de estado es una magnitud física medible que caracteriza el estado de un sistema que, dependiendo de su naturaleza y del modelo que se quiera lograr para describirlo, pueden ser cantidades medibles (temperatura, densidad, volumen, presión, posición, velocidad y fuerza). Cuando el conjunto de variables está completo, éste describe el estado del sistema en todo momento. Para los sistemas mecánicos, como los manipuladores, las variables de estado pueden definirse por medio de referenciales que se relacionan mediante transformaciones matriciales que determinan la representación relativa de unos respecto a otros, según convenga a su descripción.

Las variables de estado del efector final de la interfaz háptica, nos dan información sobre las condiciones cinemáticas y dinámicas en las que se encuentra la interfaz, lo cual es de gran utilidad cuando esta interfaz está siendo utilizada como herramienta para que el paciente realice los ejercicios para su rehabilitación. Normalmente, en el área médica, se analizan los movimientos de una persona con respecto a los principales planos del cuerpo (*Figura 2.1*). Estos planos fueron analizados en el trabajo de *Lugo-Villeda* y, combinados con una descripción cinemática a partir de las variables de estado, establecen un marco de referencia que permite analizar los movimientos

del miembro superior de una manera más clara y precisa basándose en sus articulaciones (*Figura 2.1*).

Ahora bien, los dispositivos hápticos proveen mediciones de las variables de estado que describen la posición, velocidad y orientación de cada uno de los elementos de la cadena cinemática que los conforman. Por medio de un modelo cinemático, que incluye las dimensiones de sus eslabones y el tipo de articulaciones que los unen, se determina el estado del eslabón final a partir de la posición y velocidad de cada una de las articulaciones, además de la fuerza ejercida en él, gracias a transductores colocados en el dispositivo. Sin embargo, éstas variables corresponden al efector final del dispositivo háptico, no a la ubicación de todos y cada uno de los componentes del miembro superior del paciente. Su medición requeriría la utilización de sistemas de medición directa, como un exoesqueleto o un sistema de visión, pero el uso de estos sistemas se encuentra fuera de los alcances de este trabajo de tesis, por lo que se utiliza la cinemática inversa para determinar el estado del miembro superior.

En su trabajo, *Lugo-Villeda* desarrolla una descripción cinemática del miembro superior, incluyendo la cadena escapular, para generar el diseño de un exoesqueleto. Esta descripción es útil para describir de manera general el estado cinemático de la extremidad y, en nuestro caso, para realizar el cálculo de la cinemática inversa y conocer el estado de las articulaciones del brazo del paciente durante la realización de la tarea a partir de la posición y la fuerza en la mano. Así aprovechando el conocimiento del modelo cinemático del miembro superior de un usuario, una vez que su mano entra en contacto con la interfaz háptica y dada su posición con respecto a la interfaz, las variables de estado del efector final permiten, mediante el modelo de cinemática inversa del miembro superior, calcular las variables de estado de la cadena cinemática que representa al brazo. De esta forma, cuando la rehabilitación de un paciente considera la utilización de una interfaz háptica, la información que ésta proporciona permite determinar la movilidad del paciente y puede ser utilizada para evaluarlo de una manera objetiva. Esta evaluación permitiría conocer el desempeño del paciente y determinar parámetros que ayuden en la evaluación de su desempeño mecánico, por ejemplo, la potencia utilizada, la rapidez del movimiento o el error de seguimiento de la trayectoria.

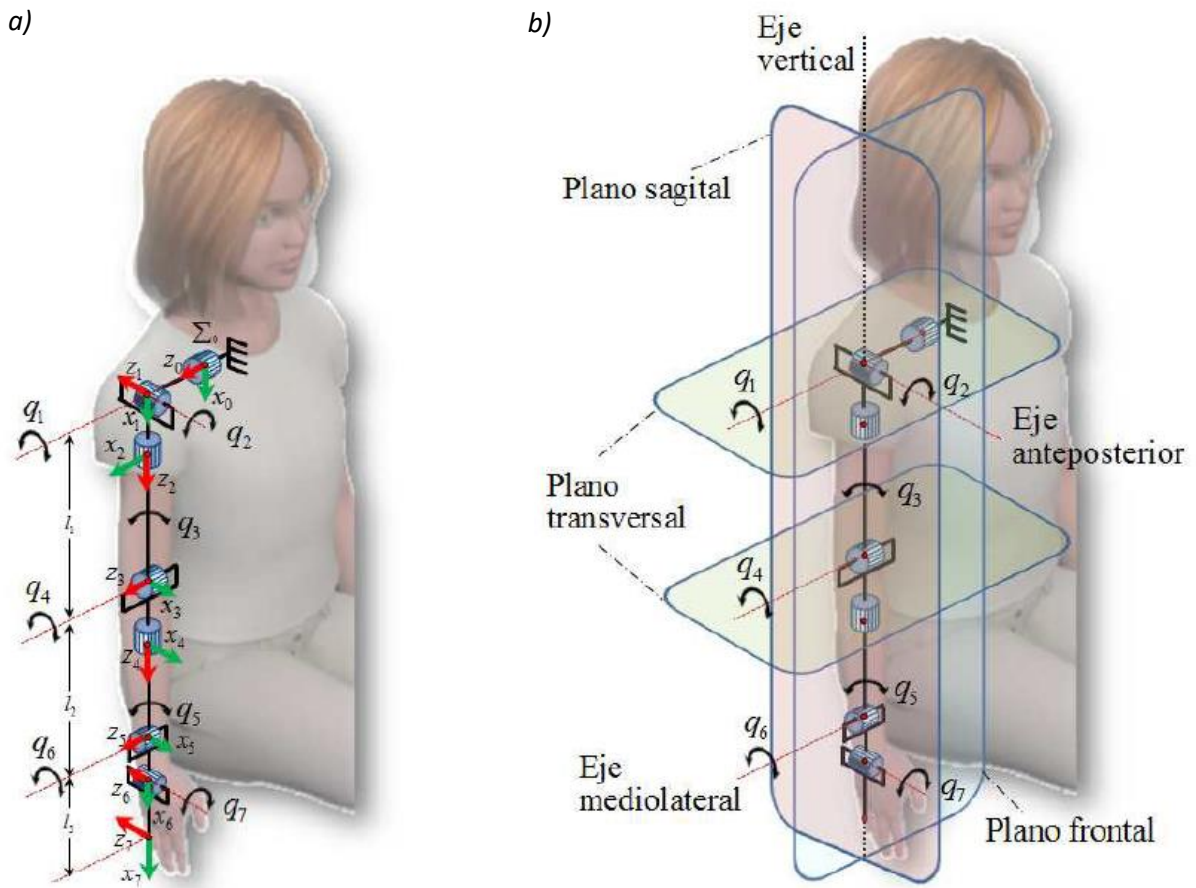


Figura 2.1. Descripción de la movilidad del miembro superior humano: a) descripción a partir de variables de estado, b) método tradicional de planimetría (Lugo-Villeda, 2013).

2.1.2. Modelo cinemático

La cinemática es el estudio de las leyes de movimientos de los cuerpos sin considerar las causas que lo originan, limitándose a una descripción geométrica de las trayectorias que siguen los movimientos en función del tiempo. En robótica, la cinemática es utilizada para describir los movimientos de un manipulador cuando, además de sus dimensiones, se conocen la posición y orientación de cada uno de los eslabones que lo componen. A la descripción cinemática del dispositivo se le conoce como modelo cinemático del sistema, y puede presentarse de dos formas, mediante la cinemática directa o la cinemática inversa.

Cinemática directa

La cinemática directa es la representación del modelo que consiste en una ecuación que permite expresar la posición y orientación del plano correspondiente al efector final en términos de las variables de unión de la cadena cinemática respecto a un plano base.

En el estudio previo realizado por *Lugo-Villeda* se muestra cómo un miembro superior puede ser representado como un manipulador de 9 grados de libertad (GDL). En este trabajo se presenta el desarrollo del modelo cinemático del brazo basado en la convención de Denavit-Hartenberg. Su principal aportación es la del análisis de movimiento del miembro superior añadiendo 2 GDL, correspondientes a la cintura escapular, al modelo clásico de 7 GDL (ver Figura 2.2). El resultado es un modelo cinemático ergonómico para el diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. Este análisis demuestra que las herramientas de robótica son útiles para representar el movimiento completo del miembro superior y que éste puede ser analizado utilizando un manipulador antropomórfico como modelo base (*Figura 2.3*).

En general, un manipulador antropomórfico está limitado al movimiento parcial de la extremidad superior. Es decir, al equivalente de las articulaciones del hombro y del codo, respectivamente (q_4 , q_5) y (q_6) de la *Figura 2.2*, lo que reduce el análisis a solamente 3 GDL. En nuestro trabajo utilizamos esta simplificación ya que nos centraremos en la medición de las señales que producen los movimientos de flexión del hombro y del codo, sin considerar la movilidad de la cadena escapular ni los movimientos de flexión y extensión de la muñeca. Sin embargo, para trabajos futuros, se pueden integrar más grados de libertad para mejorar la descripción del movimiento siguiendo la misma metodología.

La convención de Denavit-Hartenberg define la forma en que deben ser considerados los referenciales asociados a cada grado de libertad, para representar de una manera sencilla las rotaciones y las traslaciones provistas por cada articulación, utilizando solamente cuatro parámetros: d , translación a lo largo del eje Z a la nueva posición; ϑ , ángulo de giro alrededor del eje Z; a , translación paralela al eje Z; y α , ángulo entre los ejes Z consecutivos. Por medio de estos parámetros, se pueden obtener las matrices de transformación que al multiplicarse determinan la cinemática del actuador final con respecto a la base del robot. De manera resumida, los ejes asociados a cada articulación se definen en esta convención en tres pasos: el eje Z en la dirección de la articulación, el eje X paralelo al vector normal de los eje Z de la articulación en

curso y la precedente, y el eje Y en la dirección correspondiente a un sistema ortogonal derecho a partir de los ejes X y Z. Al utilizar esta convención para la cadena cinemática descrita en la *Figura 2.2*, tomando como base fija la articulación gleno-humeral y una simplificación del hombro con dos movimientos y la articulación del codo, con la muñeca como actuador final (sin considerar la rotación final de ésta última debido a que su movimiento está limitado por la estructura mecánica del dispositivo háptico), se determinan sus parámetros Denavit-Hartenberg:

Link	a_i	α_i	d_i	ϑ_i
1	0	$\pi/2$	0	ϑ_1
2	a_2	0	0	ϑ_2
3	a_3	0	0	ϑ_3

Estos parámetros determinan las matrices de transformación (rotación y traslación) que introduce cada articulación y su posición relativa en el manipulador. Así, para las articulaciones de hombro, codo y muñeca, se tiene,

$$A_1^0 = \begin{bmatrix} c_1 & 0 & s_1 & 0 \\ s_1 & 0 & -c_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad A_2^1 = \begin{bmatrix} c_2 & -s_2 & 0 & a_2 c_2 \\ s_2 & c_2 & 0 & a_2 s_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ y } A_3^2 = \begin{bmatrix} c_3 & -s_3 & 0 & a_3 c_3 \\ s_3 & c_3 & 0 & a_3 s_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix};$$

matrices que al multiplicarse generan la matriz de transformación homogénea

$$T_3^0(\mathbf{q}) = A_1^0 A_2^1 A_3^2 = \begin{bmatrix} c_1 c_{23} & -c_1 s_{23} & s_1 & c_1(a_2 c_2 + a_3 c_{23}) \\ s_1 c_{23} & -s_1 s_{23} & -c_1 & s_1(a_2 c_2 + a_3 c_{23}) \\ s_{23} & c_{23} & 0 & a_2 s_2 + a_3 s_{23} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (2.1)$$

en donde \mathbf{q} es el vector de las variables de unión de la cadena cinemática, $T_3^0(\mathbf{q})$ es la matriz que representa la orientación del actuador final (con origen O_3) respecto a la base de la cadena

cinemática (con origen O_0), A_i^{i-1} representa la orientación del plano de la articulación i respecto al plano de la articulación $i - 1$, que a_2 corresponde a la longitud del brazo (l_2 en *Figura 2.2*), a_3 corresponde a la longitud del antebrazo (l_3 en *Figura 2.2*), mientras que c_i y s_i son respectivamente, $\cos \vartheta_i$ y $\sin \vartheta_i$ del ángulo i , donde a su vez los ángulos ϑ_1 , ϑ_2 y ϑ_3 representan las dos rotaciones del hombro y la del codo (q_4 , q_5 y q_6 en *Figura 2.2*), respectivamente. El elemento (4,4) indica que la matriz pertenece al espacio Euclidiano, mientras que los elementos (1,4), (2,4) y (3,4) son los componentes del vector \mathbf{o}^T , que contienen las coordenadas de posición del plano con origen O_0 . Por último, los componentes (4,1), (4,2) y (4,3) son los componentes del vector \mathbf{o}_3^1 , que contiene las coordenadas de posición del plano con origen O_3 respecto del plano con origen O_0 (Siciliano et al., 2009).

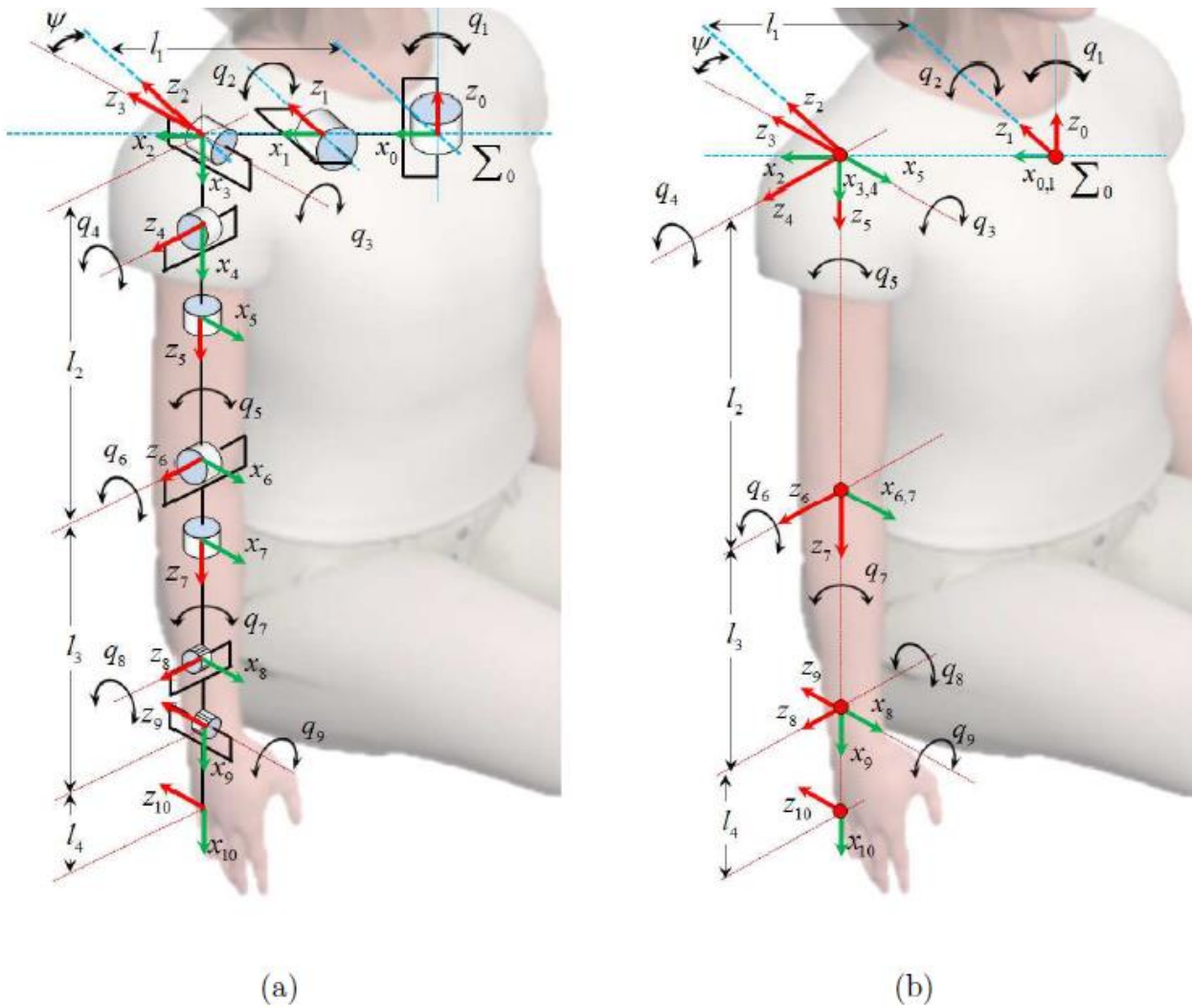


Figura 2.2. Cadena cinemática de 9 GDL del miembro superior. a) Modelo por articulación, b) modelo simplificado para la obtención de los parámetros Denavit-Hatenberg (Lugo-Villeda, 2013)

La inversa de esta matriz es utilizada para calcular la cinemática inversa del miembro superior del paciente, lo que nos ofrece una representación de las coordenadas de cada elemento de su cadena cinemática, y gracias a la cual, podemos dar información al terapeuta, acerca de la posición del miembro superior y del estado en el que se encuentra el paciente durante la realización de los movimientos con ayuda de la interfaz háptica.

Cinemática inversa

La cinemática inversa consiste en el problema de la determinación de los valores de las variables de estado a partir de la posición y orientación del efector final. En nuestro trabajo, la utilizamos para hacer una representación predictiva de la posición del miembro superior al estar realizando los movimientos de rehabilitación con ayuda de la interfaz háptica, es decir, aprovechando que la interfaz provee los valores de posición y orientación del efector final, que, al estar en contacto con la mano del paciente, corresponden a su posición y orientación final, y que son tomadas como base para el cálculo de los valores de las coordenadas que representan el estado general del miembro superior del paciente. Ahora bien, en el cálculo de la cinemática inversa, es posible encontrar puntos singulares, que indican la posibilidad de encontrar varias o ninguna solución. Estos puntos singulares se pueden evitar, restringiendo los rangos de operación del actuador final en su espacio de trabajo e imponiendo condiciones que determinen las posiciones posibles de los eslabones que correspondan a posiciones naturales de la extremidad.

Para la aproximación de la extremidad superior por medio de un manipulador antropomórfico (*Figura 2.3*) se utilizó su matriz de transformación de la *Ecuación (2.1)*, y se hicieron los cálculos para encontrar la solución a la cinemática inversa. El objetivo es determinar los valores de las variables de unión ϑ_1 , ϑ_2 , ϑ_3 correspondientes a los ángulos de las articulaciones de la cadena cinemática, para una posición dada del efector final \mathbf{p}_w , ubicado en el plano con origen O_3 .

Para calcular la cinemática inversa de la aproximación de la extremidad superior es posible aprovechar la solución de la cinemática directa de un brazo antropomórfico presentada en la *Ecuación (2.1)*, de donde obtenemos la ecuación que representa la posición del efector final:

$$\mathbf{p}_3^0 = \begin{bmatrix} c_1(a_2c_2 + a_3c_{23}) \\ s_1(a_2c_2 + a_3c_{23}) \\ a_2s_2 + a_3s_{23} \end{bmatrix}, \quad (2.2)$$

donde \mathbf{p}_3^0 es el vector de coordenadas en el vector que representa la posición y orientación del efector final, y al igual que en la Ecuación (2.1) c_i y s_i representan coseno y seno del ángulo i respectivamente, a_i representa la distancia entre los orígenes O_i y $O_{i'}$, y por último, d_i representa la coordenada de $O_{i'}$ a lo largo del eje z_{i-1} . Todo esto con base en la convención Denavit-Hatenberg.

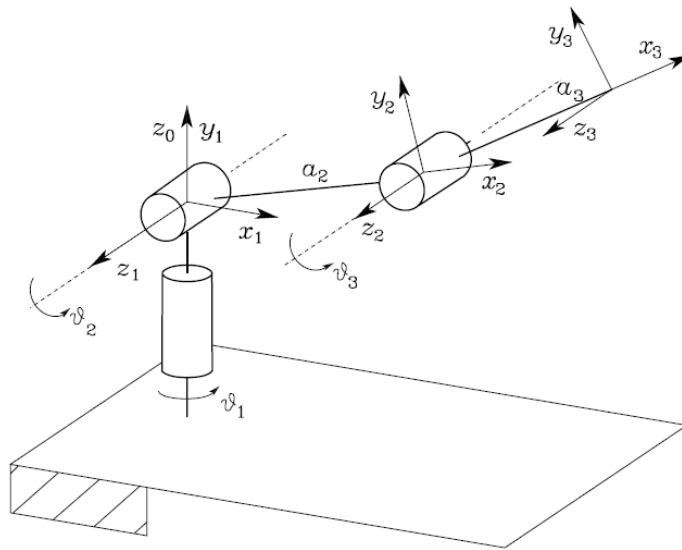


Figura 2.3. Representación de un brazo robótico antropomórfico. Utilizado como referencia para el cálculo de la cinemática inversa del miembro superior (Siciliano et al., 2009).

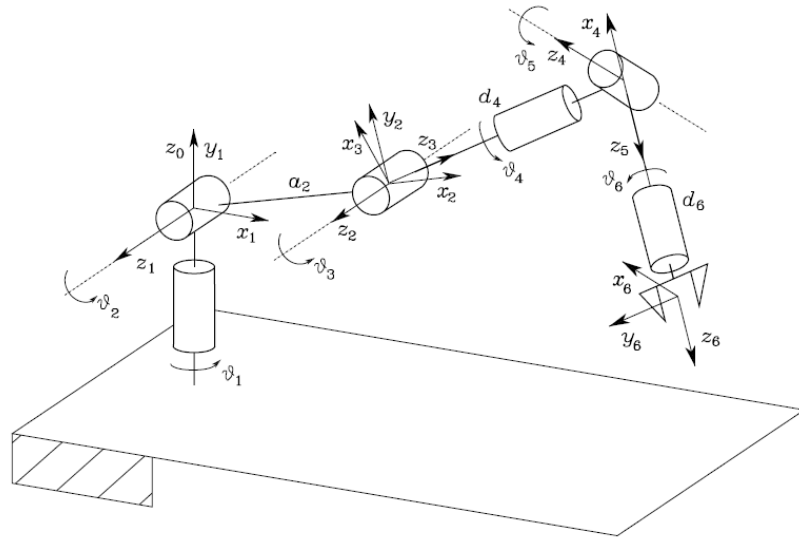


Figura 2.4. Brazo antropomórfico unido a una muñeca esférica (Siciliano et al., 2009)

A pesar del interés por obtener una representación completa del miembro superior, para nuestro estudio utilizamos la solución (2.2), correspondiente al brazo antropomórfico mostrado en la Figura 2.3 como una simplificación del brazo antropomórfico unido a una muñeca esférica (Figura 2.4). Esta simplificación se obtiene eliminando la parte correspondiente a la muñeca esférica, lo que nos deja con la siguiente solución para las coordenadas del efector final de un brazo antropomórfico:

$$p_{w_x} = c_1(a_2c_2 + a_3c_{23}), \quad (2.3)$$

$$p_{w_y} = s_1(a_2c_2 + a_3c_{23}), \quad (2.4)$$

$$p_{w_z} = a_2s_2 + a_3s_{23}. \quad (2.5)$$

Al elevar al cuadrado y sumar las ecuaciones (2.3), (2.4) y (2.5) obtenemos:

$$p_{w_x}^2 + p_{w_y}^2 + p_{w_z}^2 = a_2^2 + a_3^2 + 2a_2a_3c_3, \quad (2.6)$$

de donde

$$c_3 = \frac{p_{wx}^2 + p_{wy}^2 + p_{wz}^2 - a_2^2 - a_3^2}{2a_2a_3}, \quad (2.7)$$

lo que nos lleva a que

$$s_3 = \pm\sqrt{1 - c_3^2}, \quad (2.8)$$

por lo tanto²

$$\vartheta_3 = \text{Atan2}(s_3, c_3). \quad (2.9)$$

Esto nos deja con las siguientes soluciones acordes al signo de s_3

$$\vartheta_{3,I} \in [-\pi \quad \pi], \quad (2.10)$$

$$\vartheta_{3,II} = -\vartheta_{3,I}, \quad (2.11)$$

que nos da el resultado para calcular el ángulo ϑ_3 . Usamos el mismo procedimiento para calcular el ángulo ϑ_2 , entonces elevamos al cuadrado y sumamos únicamente las ecuaciones (2.3) y (2.4)

² La función $\text{Atan2}(x,y)$ calcula el arco tangente de la razón y/x , pero utiliza el signo de cada argumento para determinar a qué cuadrante pertenece el ángulo resultante; esto permite la correcta determinación de un ángulo en un rango de 2π (Siciliano et al., 2009, Robotics, p. 50).

$$p_{w_x}^2 + p_{w_y}^2 = (a_2 c_2 + a_3 c_{23})^2, \quad (2.12)$$

por lo que el seno y el coseno correspondientes quedan expresados en términos de los parámetros

$$c_2 = \frac{\pm \sqrt{p_{w_x}^2 + p_{w_y}^2} (a_2 + a_3 c_3) + p_{w_z} a_3 s_3}{a_2^2 + a_3^2 + 2a_2 a_3 c_3}, \quad (2.13)$$

$$s_2 = \frac{p_{w_z} (a_2 + a_3 c_3) \pm \sqrt{p_{w_x}^2 + p_{w_y}^2} a_3 s_3}{a_2^2 + a_3^2 + 2a_2 a_3 c_3}, \quad (2.14)$$

y nuevamente el ángulo queda expresado por

$$\vartheta_2 = \text{Atan2}(s_2, c_2). \quad (2.15)$$

Esto nos deja con cuatro soluciones posibles debido a los signos de c_2 y s_2

$$\vartheta_{2,I} = \text{Atan2} \left(\begin{array}{l} (a_2 + a_3 c_3) p_{w_z} - a_3 s_3^+ \sqrt{p_{w_x}^2 + p_{w_y}^2}, \\ (a_2 + a_3 c_3) \sqrt{p_{w_x}^2 + p_{w_y}^2} + a_3 s_3^+ p_{w_z} \end{array} \right), \quad (2.16)$$

$$\vartheta_{2,II} = \text{Atan2} \left(\begin{array}{l} (a_2 + a_3 c_3) p_{w_z} + a_3 s_3^+ \sqrt{p_{w_x}^2 + p_{w_y}^2}, \\ -(a_2 + a_3 c_3) \sqrt{p_{w_x}^2 + p_{w_y}^2} + a_3 s_3^+ p_{w_z} \end{array} \right), \quad (2.17)$$

$$\vartheta_{2,III} = \text{Atan2} \left(\begin{array}{l} (a_2 + a_3 c_3) p_{w_z} - a_3 s_3^- \sqrt{p_{w_x}^2 + p_{w_y}^2}, \\ (a_2 + a_3 c_3) \sqrt{p_{w_x}^2 + p_{w_y}^2} + a_3 s_3^- p_{w_z} \end{array} \right), \quad (2.18)$$

$$\vartheta_{2,IV} = \text{Atan2} \left(\begin{array}{l} (a_2 + a_3 c_3) p_{w_z} + a_3 s_3^- \sqrt{p_{w_x}^2 + p_{w_y}^2}, \\ -(a_2 + a_3 c_3) \sqrt{p_{w_x}^2 + p_{w_y}^2} + a_3 s_3^- p_{w_z} \end{array} \right). \quad (2.19)$$

Por último, para calcular el valor de ϑ_1 es suficiente reescribir las ecuaciones (2.3) y (2.4) de la siguiente manera

$$p_{w_x} = \pm c_1 \sqrt{p_{w_x}^2 + p_{w_y}^2}, \quad (2.20)$$

$$p_{w_y} = \pm s_1 \sqrt{p_{w_x}^2 + p_{w_y}^2}, \quad (2.21)$$

las cuales una vez resueltas, arrojan los siguientes resultados

$$\vartheta_{1,I} = \text{Atan2} (p_{w_y}, p_{w_x}) - \pi, \quad (2.22)$$

$$\vartheta_{1,II} = \text{Atan2} (-p_{w_y}, -p_{w_x}) + \pi. \quad (2.23)$$

De acuerdo a los valores encontrados para los ángulos $\vartheta_1, \vartheta_2, \vartheta_3$ existen cuatro combinaciones que pueden funcionar como solución al problema de la cinemática inversa:

$$(\vartheta_{1,I}, \vartheta_{2,I}, \vartheta_{3,I}), (\vartheta_{1,I}, \vartheta_{2,III}, \vartheta_{3,II}), (\vartheta_{1,II}, \vartheta_{2,II}, \vartheta_{3,I}) \text{ y } (\vartheta_{1,II}, \vartheta_{2,IV}, \vartheta_{3,II}).$$

Es importante destacar que un brazo antropomórfico es un sistema redundante y puede acceder al mismo punto mediante distintas configuraciones de sus componentes, esto es, puede

tener dos configuraciones principales: codo arriba y codo abajo. Estas configuraciones están especificadas por el ángulo que describe su posición, representadas por las soluciones ilustradas en la *Figura 2.5*, las cuales se conocen como: hombro derecho/codo arriba, hombro izquierdo/codo arriba, hombro derecho/codo abajo y hombro izquierdo/codo abajo.

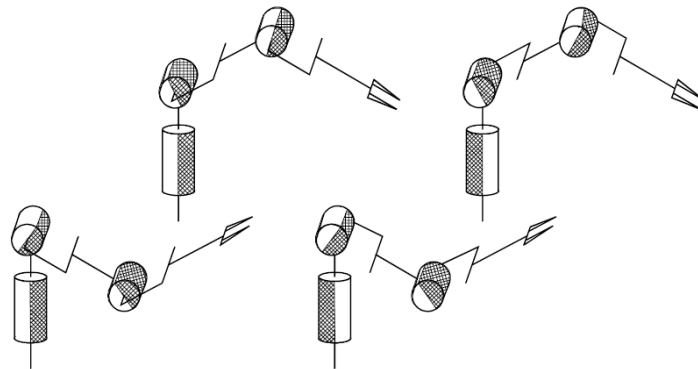


Figura 2.5. Configuraciones físicas de acuerdo a los valores posibles de los ángulos $\vartheta_1, \vartheta_2, \vartheta_3$ (Siciliano et al., 2009)

En nuestro caso, el efector final es la mano del paciente y su posición está ligada directamente a la posición del efector final del dispositivo háptico. Su posición natural y los rangos de acción de sus articulaciones, permiten asegurar una solución única sin puntos singulares. Ahora bien, para poder utilizar una de las soluciones anteriores, fue necesario considerar el hombro como un punto fijo, de lo cual obtuvimos que la mejor solución para realizar una representación de la posición del brazo del paciente es la que está representada por los ángulos $(\vartheta_{1,I}, \vartheta_{2,I}, \vartheta_{3,I})$.

Es importante mencionar que los cálculos realizados, permiten que el sistema tenga la capacidad de calcular los ángulos de la cadena completa, pues esto facilita el monitoreo de las articulaciones que se quieren estudiar y facilita el análisis de los movimientos individuales del miembro sin requerir una instrumentación adicional (Popovic et al., 2009).

El análisis de movimiento, está basado únicamente en variables mecánicas y sus características dinámicas, diseñado para manipuladores cuya repetición de movimientos se da siempre bajo las mismas condiciones físicas. Sin embargo, para analizar el movimiento del miembro superior, se debe considerar la intervención de factores biológicos como las fibras

musculares, que pueden estar expuestas a cambios fisiológicos y que son afectadas por cansancio, alteraciones nerviosas o, incluso, por el estado de ánimo del paciente y su personalidad, los cuales influyen al momento de llevar a cabo un movimiento. Es por esto que se presenta a continuación una reseña de la fisiología de la generación del movimiento en el miembro superior.

2.2. Generación de movimiento en el cuerpo humano

La generación de los movimientos del cuerpo se logra gracias a la contracción coordinada de sus músculos. Específicamente, existen tres tipos de músculos: *el músculo liso* que se localiza alrededor de los vasos sanguíneos y los órganos huecos, como el estómago y los intestinos. Las contracciones de este músculo no tienen control voluntario, además de que son más lentas y menos fuertes que las del músculo esquelético, *el músculo cardíaco*, es un músculo estriado diferente del músculo esquelético por sus contracciones involuntarias y, como su nombre lo indica, es el tipo de músculo del que está formado el corazón. Las contracciones de este músculo son periódicas, y gracias a ellas, el corazón es capaz de palpar y bombear sangre a todo el cuerpo, y *el músculo esquelético* que constituye una tercera parte del total de la masa corporal, sus contracciones son voluntarias y es el responsable de las capacidades motoras de una persona. En el estudio que presentamos en este trabajo de tesis, proponemos integrar la información de la contracción muscular a los criterios de análisis de movimiento por medio de sus señales eléctricas, y aplicarlos a la evaluación de los pacientes en rehabilitación, por lo que consideramos importante describir su estructura y cómo es que se generan sus contracciones.

2.2.1. Fisiología del músculo esquelético y sus contracciones

Un músculo es un tejido blando compuesto por fibras musculares o miofibrillas, las cuales son células multinucleadas fusiformes con capacidad contráctil. Su contracción genera todos los movimientos del cuerpo, en particular, en las extremidades el acortamiento del tamaño de las fibras permite que los extremos del músculo jalen los huesos y, por consecuencia, éstos cambien su posición relativa.

Estructura del músculo esquelético

El músculo se compone de fibras musculares individuales que varían en cuanto a longitud y grosor. Cada fibra está compuesta de una serie de sarcómeras, dispuestas una tras otra, unidas en la línea Z (*Figura 2.6*), y rodeada de una capa conocida como endomisio que la separa de las otras fibras al mismo tiempo que las mantiene unidas, agrupándolas en fascículos. Los fascículos se mantienen juntos gracias a una capa de tejido conectivo conocida como perimisio, y se agrupan dentro del epimisio para formar los músculos responsables del movimiento. Esta estructura se puede observar en la *Figura 2.7*.

Las fibras musculares pueden estar organizadas de manera paralela u oblicua al sentido en que el músculo jala al hueso. Cuando las fibras están dispuestas en paralelo respecto al sentido del movimiento, éstas se agrupan en un haz dando como resultado un músculo fusiforme, por ejemplo el bíceps (*Figura 2.8a*). Las fibras también pueden estar organizadas en forma de hoja plana formando un músculo plano por ejemplo el pectoral mayor (*Figura 2.8b*). Las contracciones ocurren en el sentido de la distancia máxima que pueden tener las fibras musculares. Cuando las fibras están alineadas de manera oblicua el músculo no puede contraerse en la misma medida que en los músculos donde las fibras están alineadas de manera paralela, sin embargo, debido al mayor número de fibras agrupadas en la misma unidad de área, las contracciones son mucho más fuertes. Este tipo de músculos también es conocido como músculos penados, que se dividen en tres grupos: Unipenados, son músculos cuyas fibras salen del lado de un tendón, siguiendo diagonalmente el sentido longitudinal del tendón de origen, bipenados son aquellos cuyas fibras intentan seguir el sentido longitudinal de un tendón central, haciéndolo diagonalmente, y paralelamente entre las propias fibras, y multipenados que tienen una organización en sus fibras que se denota por varios tendones, lo que provoca una organización compleja de las fibras dependiente de la función que realice dicho músculo, un ejemplo de éste tipo de músculos es el deltoides, que es el músculo que ofrece mayor movilidad en el cuerpo humano (*Figura 2.8c*).

Los músculos mueven los huesos, que son quienes proporcionan soporte al cuerpo, gracias a que están unidos, ya sea directamente mediante el endomisio o el perimisio, o sea, como en la mayoría de los casos, por la fusión con fibras de colágeno para formar tendones. Los tendones pueden tener forma de cordón redondeado, banda plana o de hoja delgada, éstos últimos son conocidos también como aponeurosis. Para poder lograr un movimiento, los músculos tienen la capacidad de acortar su longitud, lo cual logran mediante su contracción. La capacidad contráctil

de las fibras musculares está dada por las sarcómeras, que son la unidad funcional más básica del músculo, las cuales se contraen después de una serie de reacciones químicas que se desencadenan cuando la neurona motora que inerva a la fibra muscular transmite la señal adecuada mediante la acetilcolina.

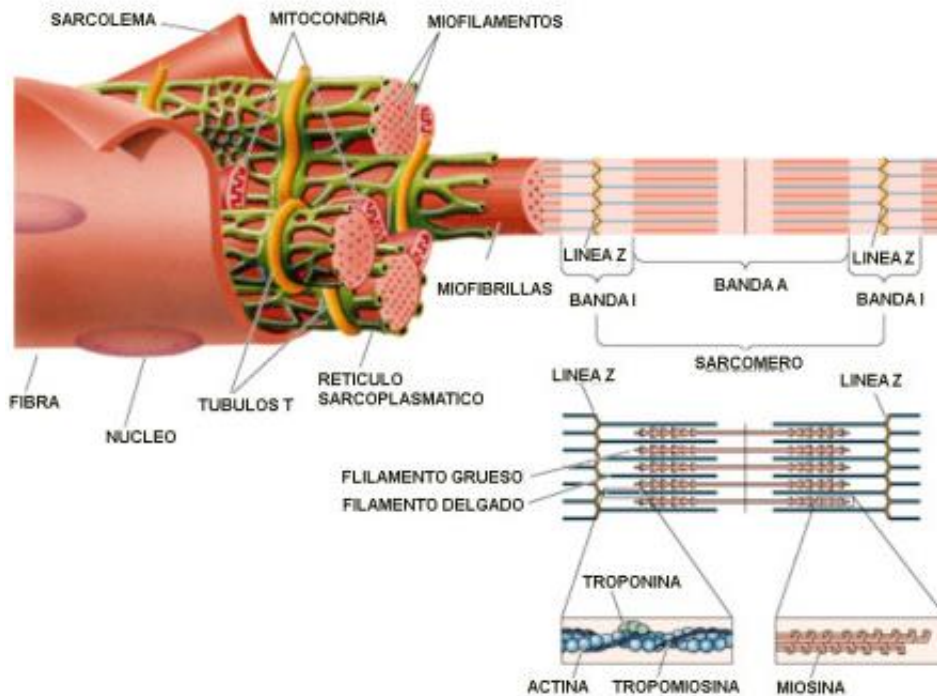


Figura 2.6. Organización de las fibras musculares (Tomada de: www.masmusculo.com.es)

Contracción del músculo esquelético

Las sarcómeras están compuestas principalmente por filamentos de actina y miosina organizados como se muestra en la *Figura 2.9*. La contracción del músculo esquelético se lleva a cabo mediante una serie secuencial de pasos que provocan que los filamentos de actina se desplacen sobre los filamentos de miosina generando un acortamiento en las sarcómeras y, por lo tanto, en las fibras musculares. Como ya se ha mencionado, la contracción del músculo esquelético es voluntaria, por lo que está ligada a las señales nerviosas.

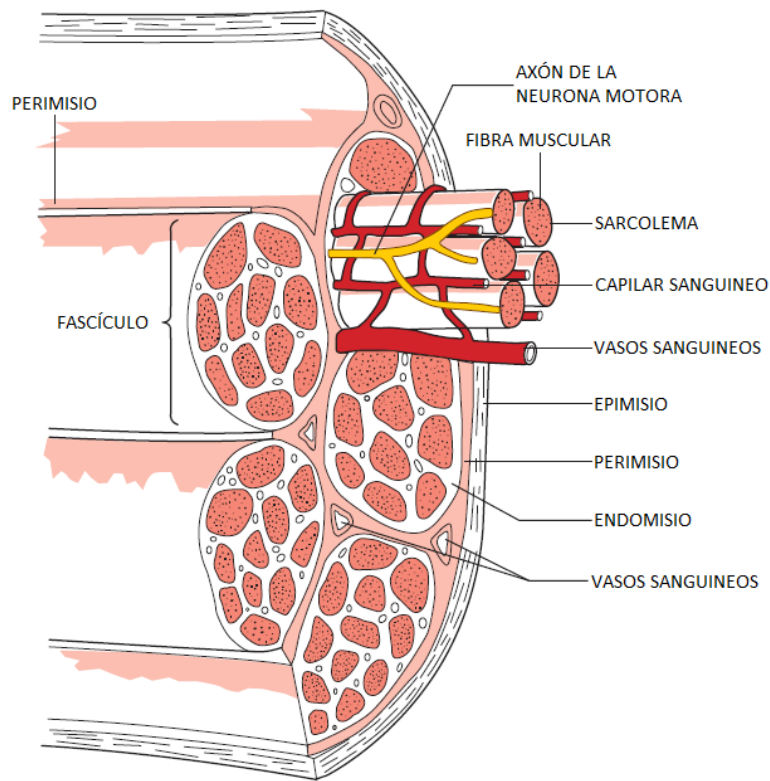


Figura 2.7. Estructura del músculo esquelético (Palastanga & Soames, 2012).

Cada una de las fibras musculares está inervada por el axón de una neurona motora que se encarga de conducir el estímulo nervioso (Figura 2.9), cada axón puede inervar a varias fibras musculares. Al conjunto de una neurona y todas las fibras musculares que inerva se le conoce como unidad motora. Así, el proceso de contracción comienza cuando el potencial de acción viaja por los axones de las neuronas motoras y desemboca en las inervaciones de las fibras musculares. Cuando el potencial de acción termina su recorrido, en el extremo distal del axón se secretan pequeñas cantidades de acetilcolina que permiten que los canales activados por acetilcolina se abran y los iones de sodio comiencen a difundirse en el interior de la fibra muscular. Los iones de sodio desencadenan un nuevo potencial de acción que viaja a lo largo de la membrana de la fibra muscular, de manera similar a como viaja el potencial de acción en los axones de las neuronas. El potencial de acción despolariza la membrana de la fibra muscular, dejando que la electricidad generada por el potencial de acción fluya por el centro de la fibra. Esto provoca que el retículo sarcoplásmico libere grandes cantidades de iones calcio que provocan la atracción entre las fibras de actina y miosina, haciendo que se deslicen una sobre la otra en lo que se le conoce como proceso contráctil. Después de una fracción de segundo, el calcio es retirado por una bomba membranal de calcio y es almacenado de nuevo en el retículo en espera de un nuevo potencial de acción. Esta remoción del calcio deja lugar a que la contracción cese (Guyton et al., 2006).

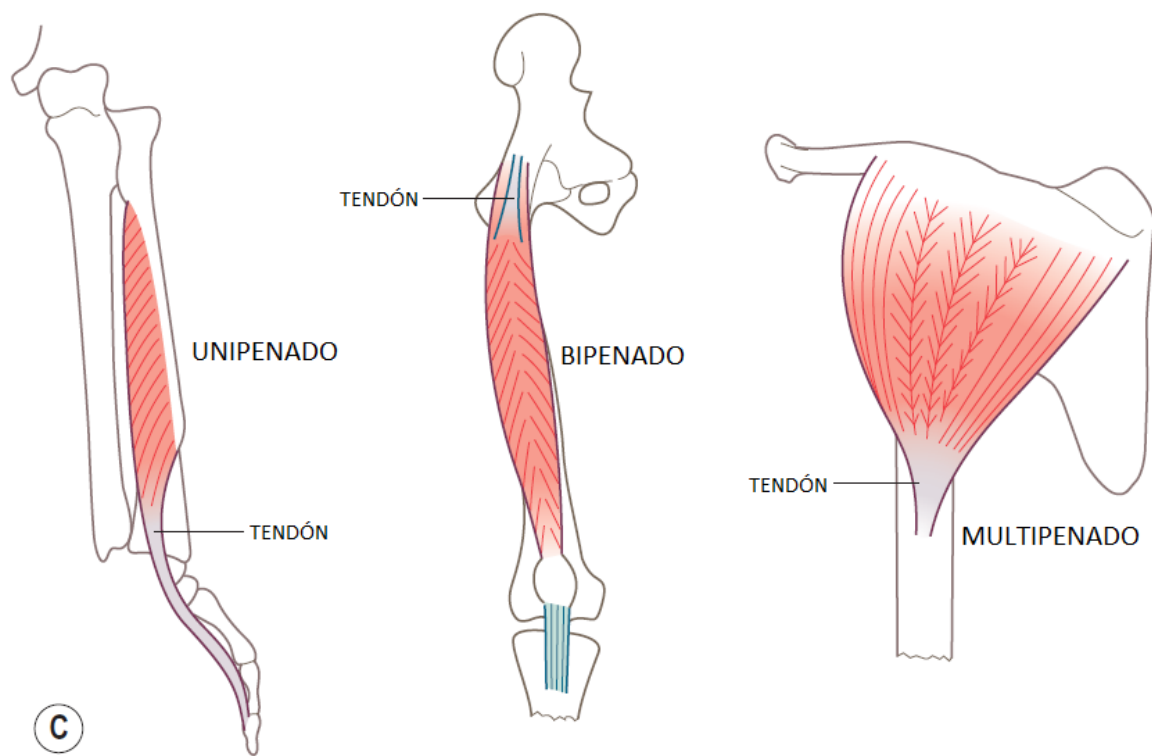
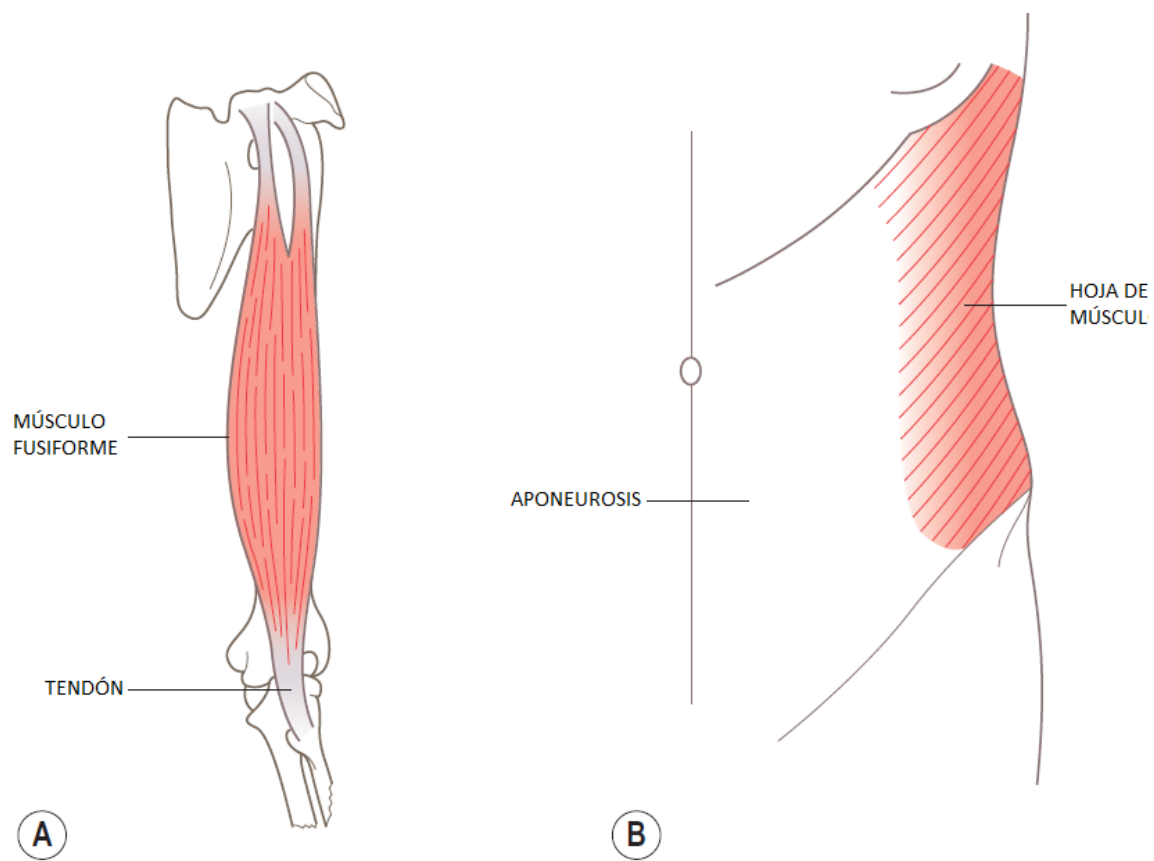


Figura 2.8. Arreglo de las fibras en los músculos. A) Fusiforme, B) Plano, C) Penado (Palastanga & Soames, 2012).

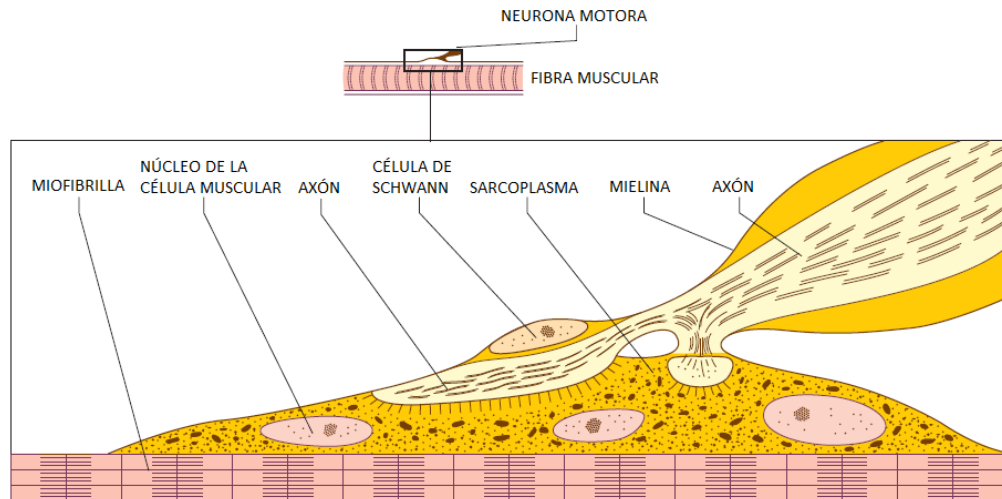


Figura 2.9. Inervación de un axón en las fibra muscular (Nigel Palastanga & Soames, 2012).

Los iones de sodio y calcio desplazándose dentro y fuera de las fibras musculares se pueden observar como cargas moviéndose, equivalente a una corriente eléctrica que puede ser medida mediante una diferencia de potencial. A estas diferencias de potencial generadas durante la contracción muscular se les conoce como señal electromiográfica, o señal EMG.

2.3. Electromiografía superficial

En la introducción de este trabajo se habló a grandes rasgos del origen de la señal EMG y sus características principales, frecuencia, amplitud y duración. Por lo que queda claro que la señal EMG es una señal biomédica mediante la cual se pueden medir las corrientes eléctricas generadas en los músculos durante una contracción y que ofrece una representación de la actividad neuromuscular (Raez, Hussain, & Mohd-Yasin, 2006). Además, al utilizarse junto con las variables como ángulos, velocidad o fuerza, puede ser utilizada como herramienta de evaluación de los pacientes en rehabilitación (Riener, Nef, & Colombo, 2005).

La Electromiografía se define como el estudio de las señales eléctricas de los músculos (Raez et al., 2006) y consiste básicamente en su adquisición, procesamiento, registro y análisis. Aunque el análisis de las señales EMG suele ser complejo debido a las propiedades anatómicas y

fisiológicas del músculo (Raez et al., 2006), proporciona información muy útil acerca de los patrones de activación muscular y la actividad neuromuscular, por ejemplo, se pueden observar patrones EMG repetitivos durante la realización de diferentes movimientos (Ahmad, Ishak, Ali, & Chappell, 2011).

Existen dos formas de realizar una electromiografía, la primera, invasiva, conocida como electromiografía de aguja, que se realiza mediante la introducción de electrodos de aguja en el músculo del cual se desea registrar la actividad. Y la segunda, no invasiva, conocida como electromiografía superficial o sEMG (por sus siglas en Inglés), la cual se refiere a la medición de los MUAP desde la piel, mediante el uso de electrodos especiales para biopotenciales (López, 2010).

Cuando el estudio de los músculos se realiza mediante electromiografía de aguja, las mediciones adquiridas corresponden únicamente a las unidades motoras que están siendo tocadas por la punta activa del electrodo. En cambio, cuando las mediciones son realizadas utilizando sEMG, las mediciones corresponden a todas las unidades motoras que se encuentran debajo de la piel en donde se coloca el electrodo. Entre ambas técnicas, para estudios clínicos, la sEMG es preferida debido a que no incomoda al paciente y, por lo tanto, su uso es más práctico y conveniente. Sin embargo, esta técnica es sensible a errores asociados a las particularidades del paciente que afectan la colocación precisa de los electrodos como la antropometría particular del paciente, sus características eléctricas de la piel, su complejidad, entre otros, por lo que la validez de las señales obtenidas con esta técnica está condicionada a la colocación precisa de los electrodos para obtener señales sEMG fuertes y claras que permitan distinguir mejor cada uno de los movimientos (Ahmad et al., 2011).

Se recomienda utilizar dos electrodos en cada músculo para poder hacer la diferenciación de potencial y obtener así las señales sEMG. La colocación adecuada de los electrodos requiere que el primero esté en la zona media del músculo, que es el lugar en donde tiene lugar la inervación de las neuronas motoras con las fibras musculares, y el segundo, en uno de los extremos del músculo. De esta manera se puede obtener el voltaje diferencial debido a la propagación del MUAP. Un tercer electrodo ha de colocarse como referencia, su función es proporcionar seguridad eléctrica al paciente al mismo tiempo que ayuda a atenuar el voltaje de modo común de las entradas del amplificador. Los electrodos que se utilizan mayor frecuencia para la lectura de las señales sEMG son los construidos a base de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl), por sus propiedades de estabilidad

y reducción de ruido. En la práctica, las señales sEMG son amplificadas, primero, utilizando un amplificador de instrumentación con una ganancia entre 1000 y 5000, luego filtradas por un filtro pasabandas con donde se eliminan las señales de ruido antes de volver a ser amplificadas. Por último, la señal sEMG es digitalizada utilizando, comúnmente, una frecuencia de muestreo de 1000 Hz o superior (Ahmad et al., 2011).

Como se mencionó, una captura de las señales EMG puede darnos información acerca de la contracción muscular y sobre el movimiento del sistema musculo-esquelético que se da gracias a estas contracciones. Para llevar a cabo un movimiento completo de una extremidad, los músculos actúan en conjunto, teniendo participación agonista, antagonista o sinérgica, entonces, para poder estudiar el trabajo conjunto de los músculos, es necesario capturar las señales EMG de cada uno de ellos. En la siguiente sección se presenta un análisis de la estructura del miembro superior, donde se hacen notar los músculos que son los principales responsables de los movimientos de esta extremidad, lo que los convierte en la fuente de señales EMG para nuestro estudio.

2.4. Movimiento coordinado del miembro superior

Cuando el músculo es estimulado y sus dos extremos intentan juntarse, el sistema óseo tiene un desplazamiento determinado por su estructura mecánica de articulaciones y elementos rígidos, proporcionando movilidad y estabilidad al sistema musculo-esquelético. Es importante observar, que a nivel articular, existe un compromiso entre estabilidad y movilidad, por ejemplo, la unión del hombro permite realizar movimientos triaxiales, sin embargo, esta unión es propensa a lesiones debido a su poca estabilidad, en cambio, la articulación humero-cubital del codo sólo permite movimiento en un plano, es más estable y menos propenso a lesiones. En el miembro superior, los movimientos que permiten sus estructuras al trabajar en conjunto, principalmente el hombro y el codo, permiten un amplio rango de movimiento, aprovechado por el ser humano en una gran cantidad de tareas. La estructura del sistema musculo-esquelético puede ser analizada desde el punto de vista mecánico como un sistema de palancas y poleas que actúan en conjunto y de manera coordinada para lograr el movimiento deseado.

2.4.1. Mecánica del codo

La unión del codo está compuesta por tres articulaciones (*Figura 2.10 A*). La articulación humero-cubital es de tipo bisagra y es la unión entre el extremo distal del húmero y el extremo proximal del cúbito. La estructura que se forma en la unión humero-cubital permite solamente rotaciones uniaxiales, limitando el movimiento del hombro a flexión y extensión del miembro. La unión humero-radial también tiene forma de bisagra y se forma en la unión del húmero distal y la cabeza del radio. Por último la unión radio-cubital es un pivote que se forma por la cabeza del radio y una muesca perteneciente al extremo proximal del cúbito. Esta articulación permite que el radio y el cúbito tengan una rotación relativa sobre el eje longitudinal, con lo que se pueden lograr los movimientos de pronación y supinación.

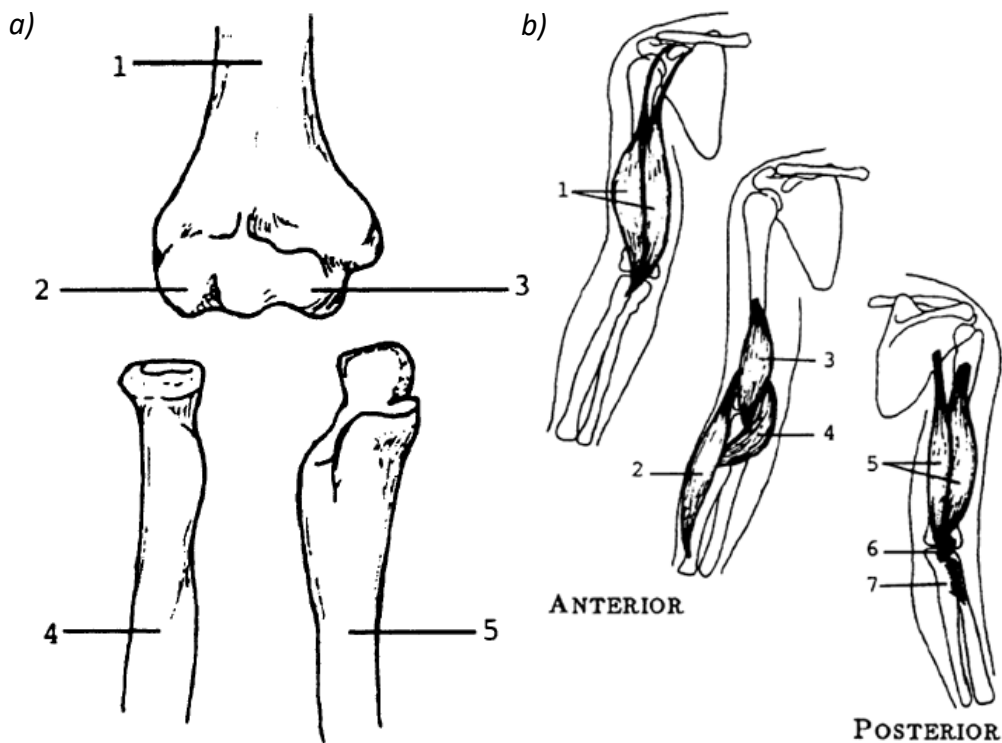


Figura 2.10. a) Huesos del codo: 1-Húmero, 2-Cóndilo, 3-Tróclea, 4-Radio, y 5-Cúbito. b) Músculos que proporcionan movilidad al codo: 1-Bíceps, 2-Branchioradialis, 3-Branchialis 4-Pronador, 5-Triceps, 6-Anconeus, 7-Supinador (Özkaya et al., 2012)

En los movimientos del codo participan principalmente siete músculos (*Figura 2.10 b*), su acción conjunta permite que se realicen los movimientos de flexión, extensión, pronación y supinación. En nuestro estudio, los movimientos de pronación y supinación del codo están limitados por la estructura mecánica del dispositivo háptico, por lo que los músculos responsables directamente de estos movimientos no fueron considerados. Al descartar los movimientos de pronación y supinación del codo, nos restan únicamente los movimientos de flexión y extensión.

El músculo flexor del codo más importante es el bíceps, éste es un músculo fusiforme prominente que se encuentra en la cara anterior del brazo. El extremo superior de éste músculo se divide en una cabeza corta y una cabeza larga, cada una de ellas está unida a la parte superior de la escápula mediante inserciones tendinosas, las cuales se encuentran cubiertas por el deltoides y el pectoral mayor. Las partes media e inferior del músculo se encuentran cubiertas únicamente por piel y grasa subcutánea, además, la parte inferior se encuentra unida al cúbito mediante una inserción tendinosa. Por otro lado, la extensión del codo se lleva a cabo, principalmente, por la acción del tríceps. Este músculo se ubica en la cara posterior del brazo y tiene dos inserciones en la parte superior de la escápula, una más en la parte superior del húmero y, por último, una en la sección proximal del cúbito. Como su nombre lo sugiere, se compone de tres secciones, la cabeza larga, cabeza lateral y cabeza media, las cuales se unen para formar un amplio tendón laminado. Esta disposición proporciona un área de superficie más grande para la fijación de las fibras musculares. Algunas fibras de la cabeza medial se adhieren a la parte posterior de la capsula del codo, sirviendo para despejar el área de los huesos que se mueven durante la contracción y evitando que el músculo quede atrapado durante la extensión de la articulación. Tanto el bíceps como el tríceps están anclados cerca de la unión del hombro, y por lo tanto sus partes superiores están cubiertas por el deltoides, uno de los músculos que proveen mayor movilidad en el cuerpo humano.

Movimiento	Músculo
Flexión	Biceps
	Branchialis
	Branchioradialis
	Pronador
Extensión	Triceps
	Anconeus

Tabla 2.1. Listado de los movimientos del codo y los principales músculos involucrados en cada uno de ellos.

En la *Tabla 2.1* se encuentra un listado de los movimientos de la articulación del codo junto con los músculos que intervienen en cada uno de ellos. En la siguiente sección se describe con mayor detalle tanto la unión del hombro, como del deltoides y las partes que lo componen.

2.4.2. Mecánica del hombro

La articulación del hombro es una de las más complejas en el cuerpo y, además, es la base de todos los movimientos del miembro superior, esta movilidad fue analizada a detalle en el trabajo de *Lugo-Villeda*, donde se explica desde el punto de vista de la robótica. La estructura ósea de esta articulación (mostrada en la *Figura 2.11a*) se considera desde la unión esterno-clavicular hasta el húmero, en esta articulación el punto principal es la unión glenohumeral. Dicha unión, es de tipo bola y receptáculo, formada por la cabeza humeral proximal y la fosa glenoidal de la escápula. La superficialidad de la fosa glenoidal permite que el húmero tenga una gran libertad de movimiento. Los movimientos del hombro son tridimensionales y se pueden agrupar respecto al plano en el que se generan. En el plano frontal se lleva a cabo la abducción, movimiento horizontal ascendente del húmero hacia un costado, y la aducción, retorno de la abducción. Tomando como referencia el plano transversal, los movimientos del brazo son, rotación medial, rotación del húmero sobre su eje longitudinal hacia el centro del cuerpo, y rotación lateral, rotación del húmero en sentido opuesto a la rotación medial. Por último, en el plano sagital se presentan los movimientos de flexión, movimiento ascendente frontal del húmero, y extensión, movimiento ascendente posterior del húmero.

La movilidad de la articulación del hombro, al igual que en el codo, se da gracias a la acción conjunta de un grupo de músculos que actúan de manera coordinada para lograr cada uno de los movimientos. La intervención de dichos músculos no es constante debido a que no todos participan en cada uno de los movimientos. Los músculos principales de esta articulación son el deltoides, supraespinal, pectoral mayor, coracobranquial, dorsal ancho, redondo mayor, redondo menor, intraespinal y subescapular (*Figura 2.11b*).

En la *Tabla 2.2* se enumeran los movimientos del hombro y los músculos que intervienen en cada uno de ellos. Se ha reportado en la literatura que el deltoides es el músculo que provee mayor movilidad al cuerpo pues, como se puede observar en la *Tabla 2.2*, el Deltoides interviene en cinco de los seis movimientos listados, mediante la activación, en cada uno de ellos, de las

diferentes secciones de sus fibras. Por esta razón, el deltoides se convierte en el músculo principal en lo que se refiere a nuestro estudio de los movimientos del hombro.

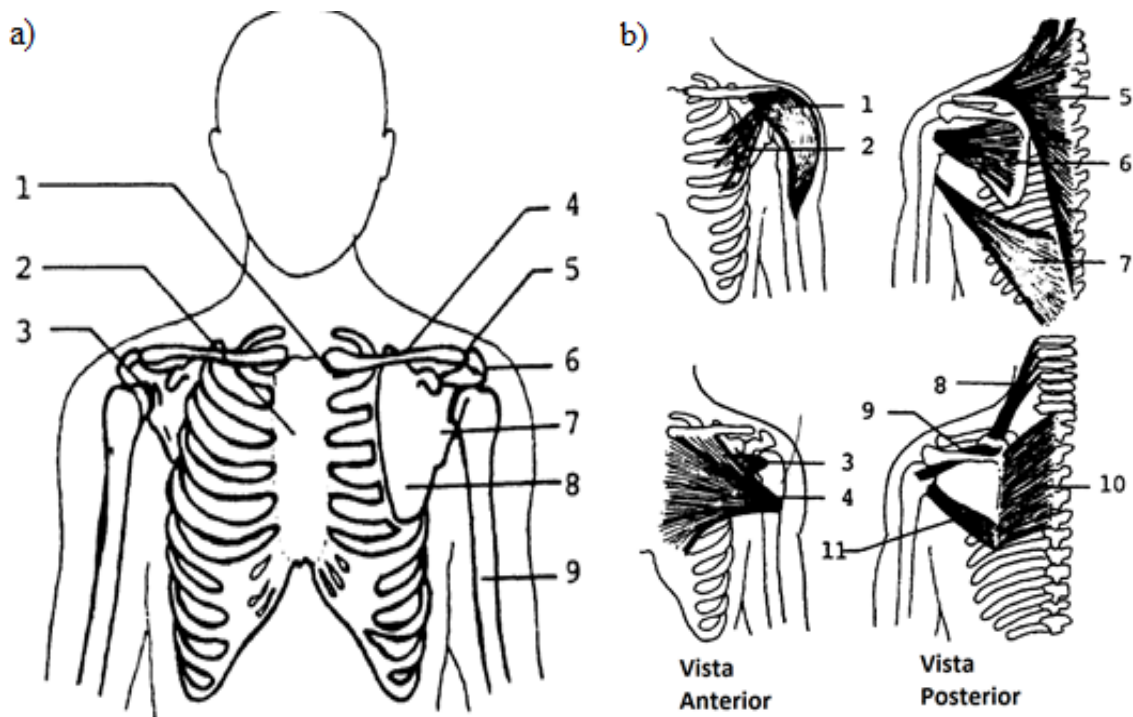


Figura 2.11. a) Estructura ósea del hombro: 1-Unión esterno-clavicular, 2-Esternón, 3-Unión glenohumeral, 4-Clavícula, 5- Unión acromio-clavicular, 6- Acromión, 7-Fosa glenoidal, 8-Escápula, 9-Húmero. b) Músculos que proporcionan movilidad al hombro: 1-Deltoides, 2-Pectoral menor, 3-Subescapular, 4-Pectoral mayor, 5-Trapezio, 6-Intraespinal y redondo menor, 7-Dorsal Ancho, 8-Levador de la escápula, 9-Supraespinal, 10-Romboide y 11-Redondo mayor (Özkaya et al., 2012).

El deltoides es un músculo ancho, grueso y con forma triangular que, debido a su funcionalidad, se divide en fibras anteriores, fibras medias y fibras posteriores. La porción posterior se encuentra sujeta a la escápula y la parte anterior se adhiere a la clavícula, la parte inferior del músculo se encuentra sujeto a la tuberosidad del deltoides de donde se desprenden las fibras y en donde se unen con las fibras medias. Las fibras medias son más complejas debido a su arreglo multipenado, estas fibras cortas y oblicuas se encuentran unidas al margen lateral del acromion en su parte superior y siguen fibras tendinosas que en la parte inferior se incrustan en el húmero. Estas fibras son más cortas y por lo tanto más numerosas, lo que provoca que, al estar activas, trabajen con desventaja mecánica, sin embargo, proveen al músculo una gran fuerza. A pesar de que el deltoides es el principal abductor del brazo, éste no puede producir el movimiento

de manera eficiente sin que antes sea iniciado por el músculo supraespinal. Las fibras anteriores del deltoides son las principales flexoras y además contribuyen al movimiento de la rotación medial, mientras que las fibras posteriores son las encargadas principales de la extensión del hombro así como de su rotación lateral. A pesar de que no es de los principales músculos que participan en la aducción, el deltoides también contribuye a este movimiento, pero únicamente evitando la rotación medial que causarían el pectoral mayor y el dorsal ancho.

Movimientos	Músculos
Rotación lateral	Subescapular
	Redondo mayor
	Dorsal ancho
	Pectoral mayor
	Deltoides (fibras anteriores)
Rotación medial	Redondo menor
	Intraespinal
	Deltoides (fibras posteriores)
Abducción	Supraespinal
	Deltoides
Aducción	Coracobranquial
	Pectoral mayor
	Dorsal Ancho
	Redondo mayor
Flexión	Pectoral mayor
	Deltoides (fibras anteriores)
	Coracobranquial
	Cabeza larga del bíceps
Extensión	Lateral ancho
	Redondo mayor
	Pectoral mayor
	Deltoides (fibras posteriores)
	Cabeza larga del tríceps

Tabla 2.2. Listado de los movimientos de la articulación del hombro y los músculos que intervienen en cada uno de ellos.

Los movimientos del miembro superior se pueden considerar como los más complejos de todo el cuerpo, pues gracias a la configuración mecánica de la extremidad, y por tanto, a su movilidad, el miembro superior es capaz de realizar movimientos tridimensionales, esto es, mediante una combinación de los movimientos básicos del hombro y del codo, además de los de la muñeca y los dedos de la mano. Esta extensa combinación de movimientos es utilizada de manera inconsciente en la vida cotidiana y no se le presta mucha importancia, sin embargo, para las personas con discapacidad, implica un reto continuo. Es por esto que la rehabilitación física se enfoca en este tipo de movimientos, de forma que el paciente sea capaz de reintegrarse a la vida cotidiana.

2.4.3. Movimientos de estudio basados en las tareas básicas de la vida cotidiana

Los movimientos de la vida cotidiana, en lo que se refiere al miembro superior, son realizados gracias a la capacidad de coordinación entre el hombro, el codo, la muñeca y los dedos. Cuando esta se ve disminuida, la persona experimenta dificultades para realizar las tareas más sencillas y básicas, como comer o asearse. Se ha encontrado que, a pesar de las diferencias entre las personas, las actividades de la vida cotidiana más comunes involucran la habilidad de alcanzar y tomar un objeto. Esta habilidad se aplica a más del 50% de los movimientos realizados diariamente, por lo cual, es el objetivo principal en los cuestionarios de evaluación como el Barthel Index (Freeman et al., 2009), en la medición de independencia funcional (FIM, por sus siglas en Inglés) y en la sección del miembro superior de la escala Fugl-Meyer (Krebs, Hogan, Aisen, & Volpe, 1998).

Específicamente, la acción de alcanzar un objeto, sin tomarlo, exige, principalmente, la coordinación del hombro y el codo, por lo que podemos analizar ésta acción tomando como una secuencia de submovimientos que permiten completar la tarea, los cuales a su vez se descomponen en dos, el impulso inicial y el control del movimiento. El control del movimiento se refiere a la secuencia de ajustes que se agregan al impulso inicial mientras la mano se acerca al objetivo (Krebs et al., 1998). Ahora bien, como se ha mencionado, dadas las características de nuestra plataforma, en nuestro estudio descartamos los movimientos de pronación y supinación del codo, y los movimientos de aducción y abducción del hombro, y nos concentramos únicamente en la flexión y extensión del codo, flexión y extensión del hombro, y rotación medial y lateral del hombro. Con base en estos movimientos básicos de las articulaciones del hombro y el codo, se

puede hacer una descripción, en el plano, de los submovimientos que componen a los movimientos de la vida cotidiana.

En la *Figura 2.14* se muestran las trayectorias estudiadas por Krebs et al. (Krebs et al., 1998) al desarrollar un sistema háptico de rehabilitación para el miembro superior llamado MITMANUS. En su trabajo, observaron que las trayectorias diagonales requieren de la intervención de la articulación del codo o del hombro dependiendo de la orientación, en cambio, las trayectorias horizontales, verticales y curvas exigen la coordinación hombro-codo. Tomando como base este estudio y las capacidades de la interfaz háptica de nuestra plataforma, en este trabajo, se decidió estudiar únicamente las trayectorias que requieren coordinación hombro-codo. Además, como se realiza un estudio de las señales EMG de estos movimientos, en este trabajo, se utilizaron únicamente las trayectorias más sencillas, con el fin de poder identificar más claramente cada una de las contracciones musculares necesarias para la realización de los movimientos de nuestro experimento. Las trayectorias utilizadas se muestran en la *Figura 2.15*, donde se puede observar también el sentido de cada uno de los movimientos a realizar durante el experimento.

Las lecturas de las señales EMG fueron tomadas durante la realización de las trayectorias mostradas en la *Figura 2.15*. Para encontrar los músculos adecuados en los que habría que realizar las lecturas, se hizo el análisis de los submovimientos que se requieren para realizar estas trayectorias, luego se tomaron solamente los músculos principales que se contraen para realizar estos submovimientos, lo que nos hizo determinar que los músculos fundamentales que las producen son el bíceps, el tríceps, y el deltoides en sus tres secciones (*Tabla 2.3*).

Con la finalidad de tener una mejor lectura de las variables de estado, las trayectorias programadas en el dispositivo háptico están trazadas en la intersección de los espacios de trabajo de la interfaz háptica y del miembro superior de los voluntarios (Turiján-Rivera, 2012), esta intersección de los espacios de trabajo junto con la adaptabilidad de la interfaz háptica son cruciales para llevar a cabo el tratamiento del paciente (Riener et al., 2005). El estudio del espacio de trabajo del miembro superior se encuentra descrito a detalle en el trabajo realizado por *Lugo-Villeda*.

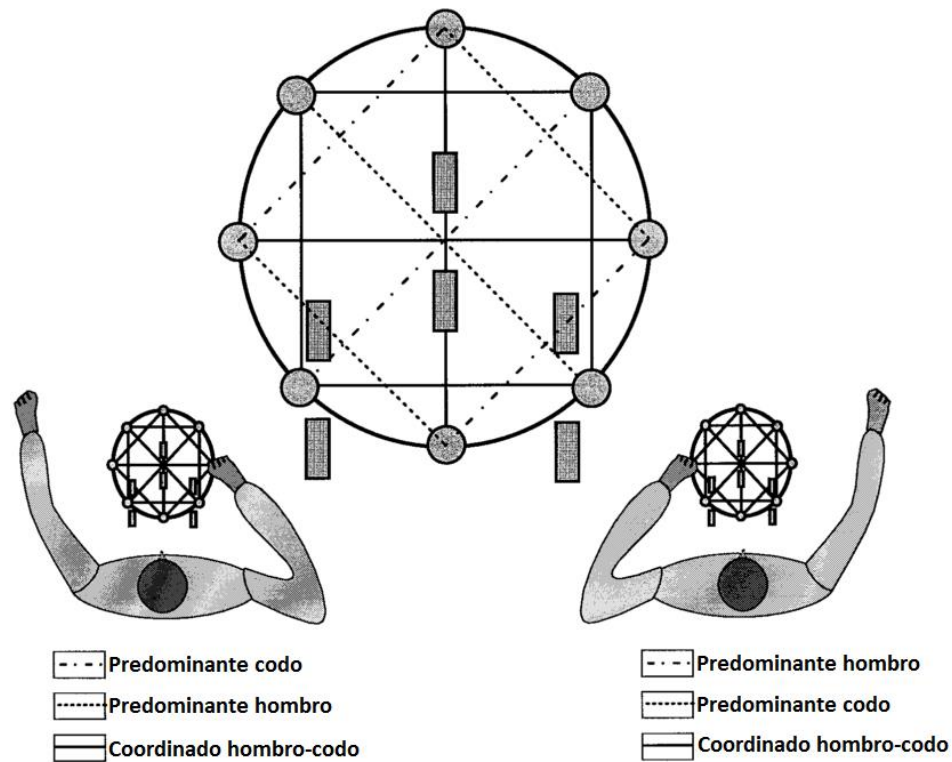


Figura 2.12. Submovimientos, en el plano, en los que se pueden dividir los movimientos de la vida cotidiana (Krebs et al., 1998).

Músculo	Movimiento
Biceps	Flexión codo
	Flexión hombro
Triceps	Extensión codo
	Extensión hombro
Fibras anteriores deltoides	Flexión hombro
	Rotación medial hombro
Fibras medias deltoides	Estabilización de los movimientos
Fibras posteriores deltoides	Extensión hombro

Tabla 2.3. Listado de los músculos principales que participan en los submovimientos requeridos para llevar a cabo las trayectorias que requieren coordinación hombro-codo.

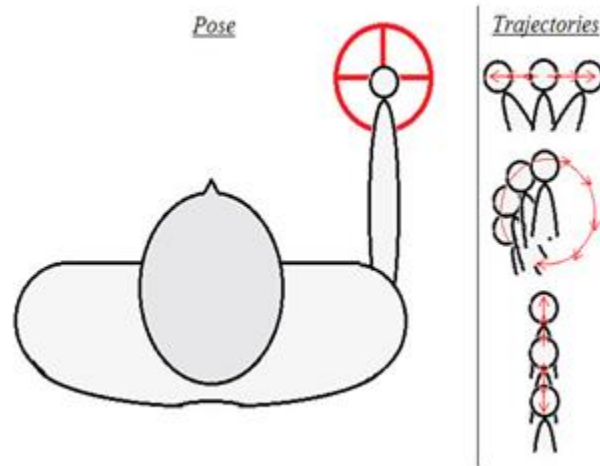


Figura 2.13. Trayectorias realizadas con ayuda de la interfaz háptica durante el experimento.

2.5. Comentarios finales

El miembro superior es uno de los sistemas motores más complejos en el ser humano, para su estudio es necesario contar con herramientas que nos permitan describir sus movimientos de manera detallada. En este capítulo se presentaron las herramientas que permiten tomar en cuenta su estado físico y fisiológico, involucrando además herramientas de robótica para realizar una representación del estado del miembro superior. Para poder comprender la aplicación de estas herramientas, se presenta también un estudio de la estructura y la mecánica del miembro superior, así como de los movimientos de la vida cotidiana y cómo es que se realizan gracias a la capacidad de coordinación de esta estructura. Ésta capacidad puede describirse físicamente mediante las variables de estado, y la descripción fisiológica se da a través de las señales EMG.

El estudio de la mecánica y la estructura del miembro superior en conjunto con el análisis de los movimientos de la vida cotidiana, nos permitió establecer los músculos y articulaciones a evaluar, así como diseñar las trayectorias adecuadas para tener un mayor rango de características que se pueden evaluar con nuestra plataforma. En las secciones siguientes habla de la relación entre las variables de estado y las señales EMG, y de cómo una integración de ambas puede desembocar en una evaluación objetiva del estado del paciente en rehabilitación del miembro superior.

Coeficiente de Similitud para evaluación del paciente en rehabilitación a partir de las señales EMG y las variables de estado

En el capítulo anterior se mostraron herramientas, robóticas y médicas, que son de utilidad al momento de describir los movimientos de una persona. La descripción obtenida usando las variables de estado y las señales sEMG nos pueden dar información acerca del estado de un paciente en rehabilitación, siempre y cuando, ésta sea interpretada de manera correcta. En nuestro estudio, proponemos que por medio de la interpretación y procesamiento de estas señales podemos producir patrones generales, comunes a las personas sanas y que el estado de un paciente se puede determinar mediante su comparación.

Cuando se trabaja con voluntarios sanos, estos presentan diferencias antropométricas y fisiológicas, originadas por su actividad diaria y entrenamiento físico, y a pesar de ellas, proponemos que al realizar una tarea específica, se pueden observar características comunes en la generación de su movimiento, que nos permitirían generar patrones de comparación útiles para la valoración de un paciente. En estudios previos, se ha encontrado que los patrones de las señales EMG, junto con las variables de estado que describen el movimiento, han permitido evaluar las

interacciones entre los componentes de los miembros que producen movimiento (Johnson et al., 2012). Sin embargo, previo a su uso en una evaluación, es necesario determinar patrones comunes del comportamiento normal y la información que nos proporcionan, considerando cada una de las variables, de esta manera, se podrá hacer una interpretación correcta de los datos.

3.1. Señales EMG generadas por los movimientos básicos

Las señales sEMG nos dan información acerca de las contracciones musculares ocurridas para llevar a cabo un movimiento específico. En nuestro caso, las señales sEMG, de los movimientos básicos del miembro superior, nos permiten saber si los músculos correspondientes están actuando correctamente o si es que se está teniendo una compensación por los músculos adyacentes.

Recordando que en nuestro trabajo hemos establecido que los movimientos de interés del miembro superior son la flexión-extensión del codo, y la flexión, aducción y extensión del hombro, tenemos que los músculos con una mayor participación son el bíceps, el tríceps, los deltoides anterior, medio y posterior (*Tabla 2.3*). Sus señales sEMG muestran la secuencia de contracciones que generan sus movimientos, ofreciendo información fisiológica, complementaria a las variables de movimiento, para la evaluación del estado de un paciente.

Para ilustrar la generación de las señales sEMG al producirse el movimiento, presentamos, respectivamente, en las *Figuras 3.1* y *3.2*, las señales sEMG obtenidas durante los movimientos básicos del codo y del hombro, sin ningún tratamiento digital previo. Los encabezados en las figuras indican el tipo de movimiento al que pertenece cada una de las gráficas y el color, el músculo al que corresponde. La captura de las señales se realizó durante un periodo de 30 segundos, con una frecuencia de muestreo de 1 KHz. Los detalles técnicos sobre la captura de estas señales se presentan en los capítulos siguientes en donde se describe la plataforma experimental, diseñada y construida como parte de este trabajo de tesis.

En estas gráficas se muestran las señales sEMG medidas al realizar los movimientos básicos del miembro superior mencionados en la *Tabla 2.3* del capítulo anterior. En la *Figura 3.1a*, se encuentra registrado el movimiento de flexión del codo, en donde se puede observar una contracción del bíceps, que es el flexor principal del codo, acompañada de una ligera perturbación en el deltoides medio, el cual actúa como estabilizador del movimiento. Luego, en la *Figura 3.1b*,

se puede observar que la extensión del codo provoca actividad principalmente en el tríceps, y debido a la naturaleza del movimiento, esta contracción se presenta junto con alguna actividad significativa en el deltoides medio y el deltoides posterior.

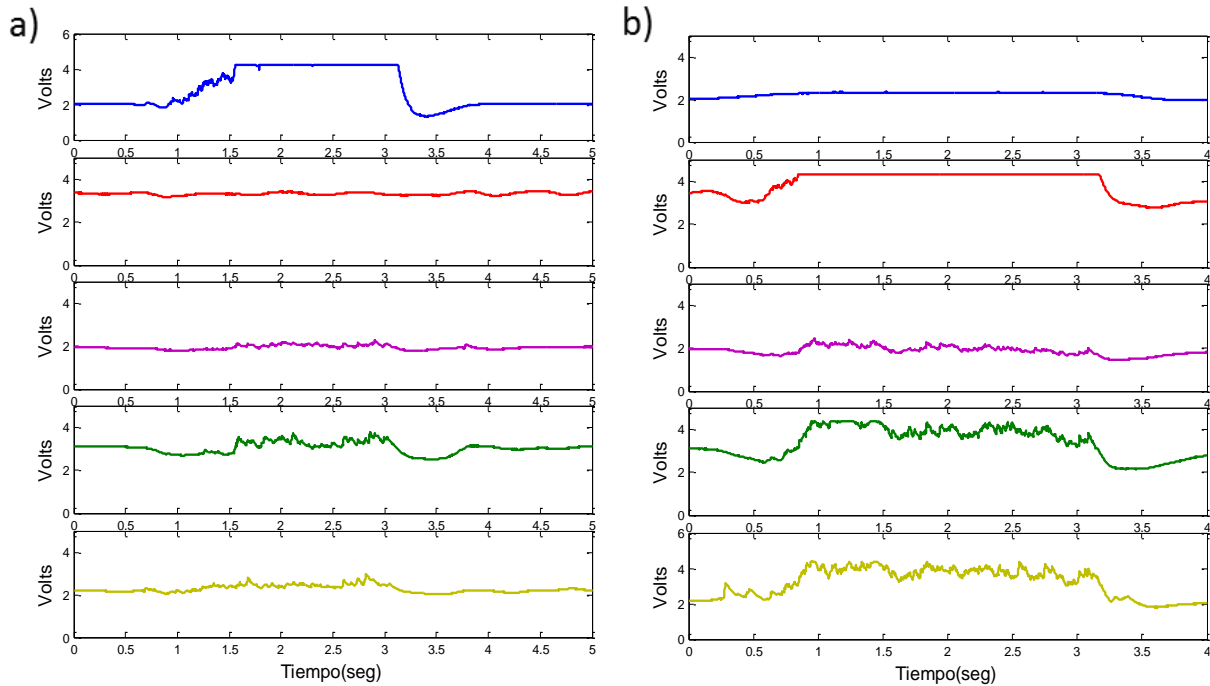


Figura 3.1. Envoltura de las señales EMG generadas por las contracciones necesarias para llevar a cabo los movimientos básicos del codo, a) flexión del codo, b) extensión del codo. En las gráficas, la línea azul corresponde a la señal del bíceps, la línea roja al tríceps, la línea magenta al deltoides anterior, la línea verde al deltoides medio y la línea amarilla al deltoides posterior.

Por su parte, en la *Figura 3.2a*, se muestra la sEMG de una flexión del hombro donde podemos observar la acción de los deltoides anterior y medio, principalmente. Sin embargo, el deltoides posterior muestra un poco de actividad que puede ser atribuida a una acción sinérgica, para evitar la rotación del húmero debido a la acción del pectoral mayor. En la *Figura 3.2b*, se muestran las señales correspondientes a la extensión del codo, las cuales nos muestran cómo la principal contracción se lleva a cabo en el deltoides posterior y es apoyada por una contracción más pequeña en el tríceps, pues este mantiene al hombro extendido durante todo el movimiento.

Además, se pueden observar contracciones cortas en el deltoides medio y anterior, las cuales presumiblemente son contracciones generadas para estabilizar al impulso inicial que se requiere para realizar este movimiento. Por último, en la *Figura 3.2c*, se encuentra la información

correspondiente a la aducción del hombro, donde podemos observar una intervención de todas las fibras del deltoides soportando el peso de la extremidad al tiempo que estabilizan el movimiento, mientras que el tríceps presenta un poco de actividad pues nuevamente actúa para mantener extendido el brazo.

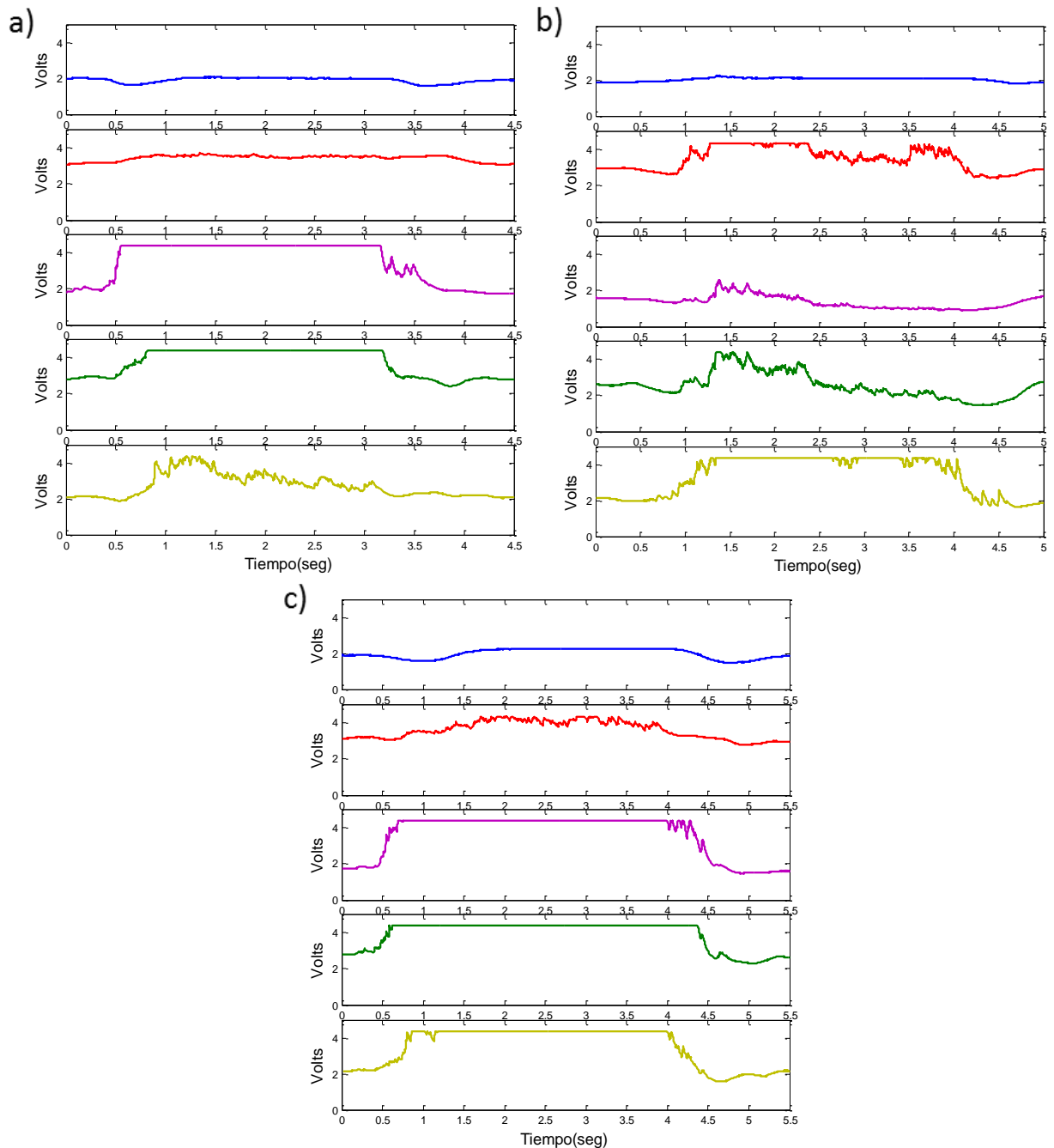


Figura 3.2. Envolvente de las señales EMG generadas por las contracciones necesarias para llevar a cabo los movimientos básicos del hombro: a) flexión del hombro, b) extensión del hombro, c) aducción del hombro. En las gráficas, la línea azul corresponde a la señal del bíceps, la línea roja al tríceps, la línea magenta al deltoides anterior, la línea verde al deltoides medio y la línea amarilla al deltoides posterior.

Haciendo una comparación entre la *Tabla 2.3*, que indica la relación entre los músculos responsables del movimiento, y las *Figuras 3.1* y *3.2*, podemos observar como los resultados del análisis mecánico son consistentes con las señales sEMG. Esto nos permite afirmar que las señales sEMG describen un movimiento del miembro superior mediante una de sus características fisiológicas como lo son las señales eléctricas que coordinan la contracción muscular. Así, el siguiente paso en la descripción del movimiento del miembro superior es el establecimiento de la relación temporal que guardan las variables de estado, involucradas en la trayectoria de prueba, con las señales sEMG.

3.2. Relación entre el movimiento y las señales capturadas

Los movimientos de la vida cotidiana son el resultado de la combinación coordinada de movimientos básicos, por lo tanto, las señales EMG que se generan durante estos movimientos son también combinaciones de aquellas generadas por los movimientos básicos. Para interpretarlas de manera correcta, tanto las variables de estado que describen los movimientos básicos como sus señales sEMG, deben incluirse en el análisis. De esta manera, podemos tener una representación en la que las variables de estado describen de manera precisa el movimiento generado por las contracciones musculares, permitiendo así establecer una relación entre el movimiento que se realiza y las lecturas de las señales involucradas en el movimiento.

Es importante mencionar, que las señales que ilustran las ideas de las siguientes secciones, fueron tomadas como parte de este trabajo, utilizando el protocolo de movimientos básicos que se describirá en el capítulo 4. Específicamente, en donde el voluntario realiza una trayectoria de prueba circular de 8 cm de diámetro con el miembro superior derecho, sobre un plano horizontal, en el sentido de las manecillas del reloj, con ayuda de la interfaz háptica de nuestra plataforma.

3.2.1. Información obtenida de las señales sEMG

Como hemos visto, las señales sEMG nos permiten ver una descripción de los movimientos del miembro superior desde una perspectiva fisiológica, es decir, nos permiten observar las contracciones musculares que se están dando en el miembro para realizarlos. Al analizarlas, observamos que podemos encontrar una secuencia de contracciones y que de ella es posible

extraer características comunes de todos los voluntarios, con lo que podemos crear un patrón característico de las señales sEMG para cada movimiento deseado. Es importante mencionar, que la interacción con el dispositivo háptico, establece una pauta mecánica que determina la sincronía de los movimientos con las señales eléctricas.

Un ejemplo de las secuencias de contracción durante la ejecución de una trayectoria de prueba circular, se puede observar en la *Figura 3.3*. En esta figura se muestran las señales del bíceps, tríceps, deltoides anterior, deltoides medio y deltoides posterior. Éstas presentan una forma senoidal en todos los músculos, donde, al analizar cuidadosamente la gráfica, se puede observar un orden en la intervención de los músculos durante la ejecución de la trayectoria, representado por un pequeño desfase entre las señales. El desfase se aprecia claramente en las señales del bíceps y del deltoides posterior, en donde, desde el inicio de la captura, el deltoides posterior comienza su contracción seguido por el bíceps y de igual forma el bíceps termina con su actividad después que el deltoides posterior. Esta secuencia puede observarse, de manera menos marcada, en el resto de las señales. Es importante mencionar que las señales fueron obtenidas de un voluntario presumiblemente sano, capaz de realizar la trayectoria circular sin problemas, porque, en los registros de personas con discapacidad se presentan contracciones sin una secuencia ordenada aparente, perceptibles, incluso en el tono muscular.

El tono muscular ayuda a la persona a mantener la posición, y éste se caracteriza por contracciones constantes que oponen resistencia continua a los efectos de la gravedad y al peso mismo del cuerpo. Deficiencias en el tono muscular pueden presentar problemas detectables por las señales sEMG que son característicos de problemas en el sistema nervioso, principalmente lesiones en el sistema nervioso periférico, en las uniones neuromusculares o en la médula espinal. Las deficiencias se pueden caracterizar por un tono muscular disminuido o excesivo, que desencadenan problemas con el movimiento del miembro superior. Es decir, un tono muscular disminuido puede llegar a generar problemas que van desde movimientos débiles hasta la pérdida definitiva de la función muscular, y por otro lado, un tono muscular excesivo evita el movimiento pues los músculos se encuentran contraídos de manera constante, lo que no permite que haya sincronización en los músculos, evitando que se genere un movimiento coordinado por parte de la persona afectada.

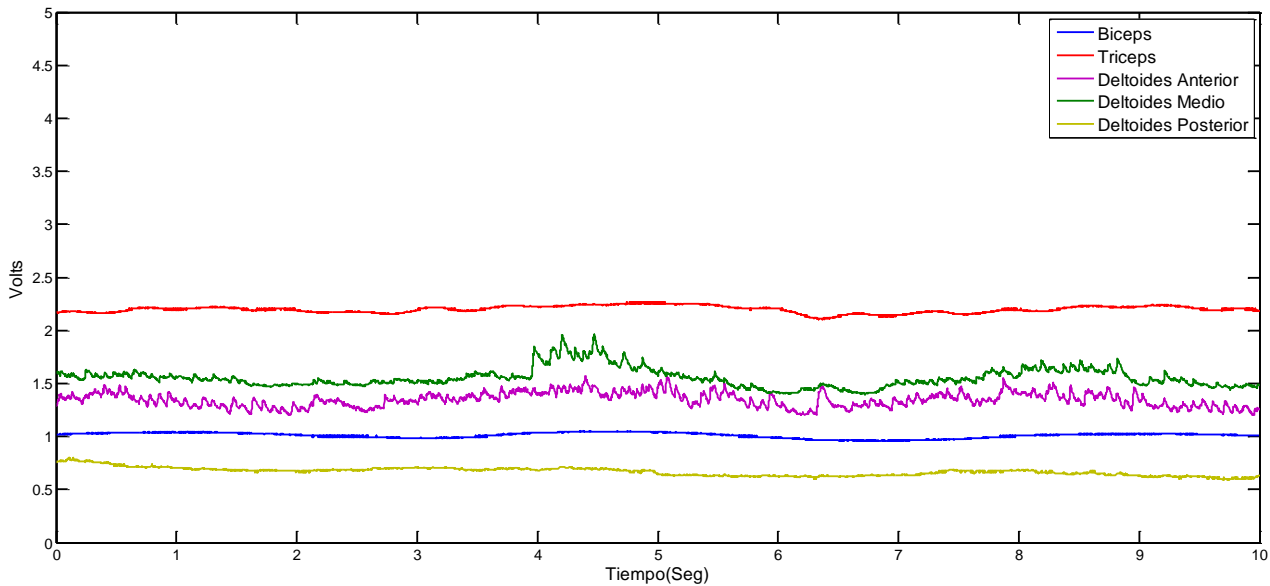


Figura 3.3. Envolvente de las señales sEMG que muestran la secuencia de contracciones de un sujeto de prueba sin lesiones que le impidan el movimiento del miembro superior.

El tono muscular disminuido también conocido como hipotonía tiene un rango que va desde una debilidad postural en el paciente hasta parálisis provocada por flacidez muscular. Este problema se puede identificar mediante las señales sEMG pues los niveles de contracción muscular son muy bajos, lo que provoca una movilidad muy limitada o ausente. La *Figura 3.4* muestra las gráficas de las señales sEMG de un sujeto en recuperación que presenta flacidez en su brazo derecho como consecuencia a un evento vascular cerebral. Las señales fueron capturadas durante un intento por realizar la trayectoria de prueba. Podemos ver claramente como el bíceps y tríceps presentan actividad en donde el tono muscular se puede tomar como normal, sin embargo, las contracciones que generarían movimiento en el miembro son muy débiles. Luego, el deltoides anterior presenta una flacidez muy marcada y podemos observar como su señal se encuentra muy cercana al cero, lo que indica que en este caso la capacidad para mantener la postura está disminuida.

Por otro lado, un tono muscular excesivo puede ser producto de la hipertonía, o espasticidad, que es consecuencia de una excitación muscular aumentada o de cambios en la sección de la médula espinal que controla los reflejos en el músculo en cuestión. El excesivo tono muscular puede también expresarse como rigidez, que consiste en la resistencia de los miembros a movimientos en cualquier dirección. Estos desordenes en el tono muscular también se pueden observar a través de las señales sEMG, pues las contracciones son constantes y muy fuertes, lo que

arroja lecturas con valores muy altos. En nuestra plataforma, este desorden se observaría en forma de una saturación constante en los amplificadores. Esto se muestra en la *Figura 3.5*, en donde las señales sEMG de un paciente en rehabilitación por un evento vascular cerebral, muestran su estado caracterizado por hemiplejia en el lado derecho del cuerpo. Las señales fueron tomadas de miembro superior dañado durante un intento por trazar la trayectoria de prueba. Debido a la espasticidad de este paciente las señales sEMG de todos los músculos se encuentran en saturación, esto es, con contracciones muy fuertes y constantes, de modo que para el paciente es muy difícil llegar a realizar cualquier movimiento.

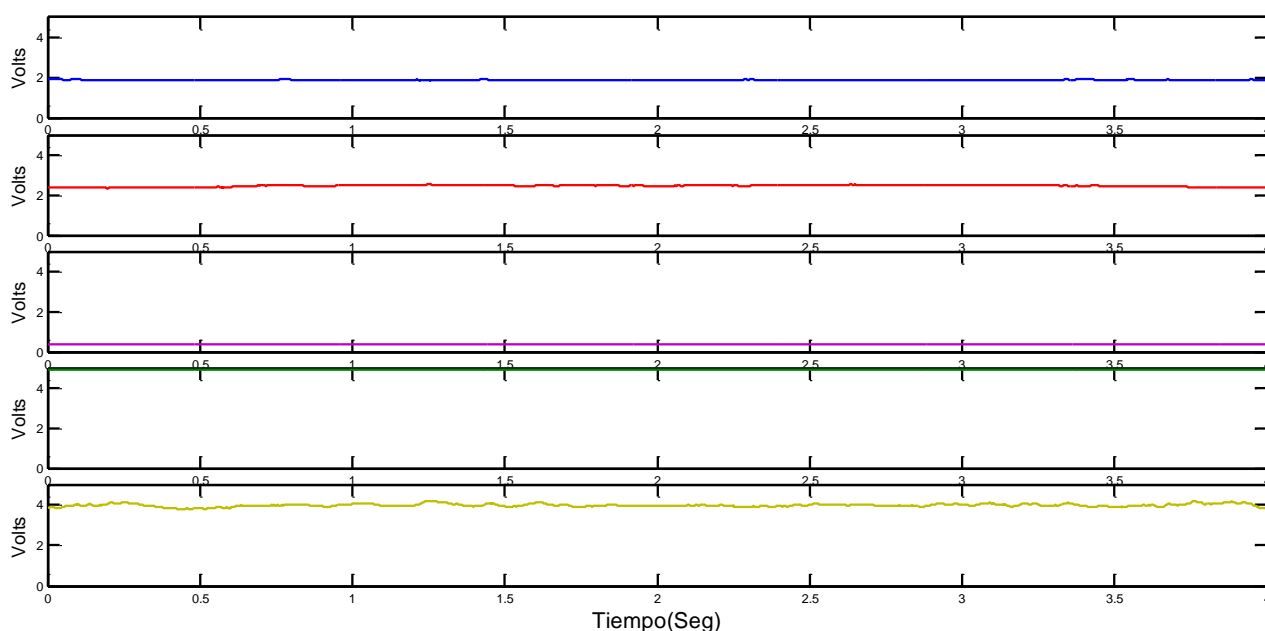


Figura 3.4. Envoltura de las señales EMG de un voluntario con discapacidad en el miembro superior derecho, la cual se presenta como flacidez. En la gráfica, la línea azul corresponde a la señal del bíceps, la línea roja al tríceps, la línea magenta al deltoides anterior, la línea verde al deltoides medio y la línea amarilla al deltoides posterior.

Por medio de las señales sEMG podemos saber si la secuencia de las contracciones que se están observando son las adecuadas para el movimiento que se quiere realizar, además, nos permite identificar problemas como flacidez y espasticidad, que provocan que el paciente no pueda llevar a cabo movimientos debido a las deficiencias en sus contracciones musculares. Aunque estas señales nos proporcionan la información necesaria para poder evaluar los músculos, no es suficiente para evaluar por completo el movimiento realizado por el miembro superior, y es aquí donde las variables de estado intervienen. Esto es, para poder tener un cuadro de información que permita realizar una evaluación completa, las variables de estado ofrecen información sobre la

posición, la velocidad y la fuerza que está experimentando el miembro superior debido a las contracciones registradas con las señales sEMG.

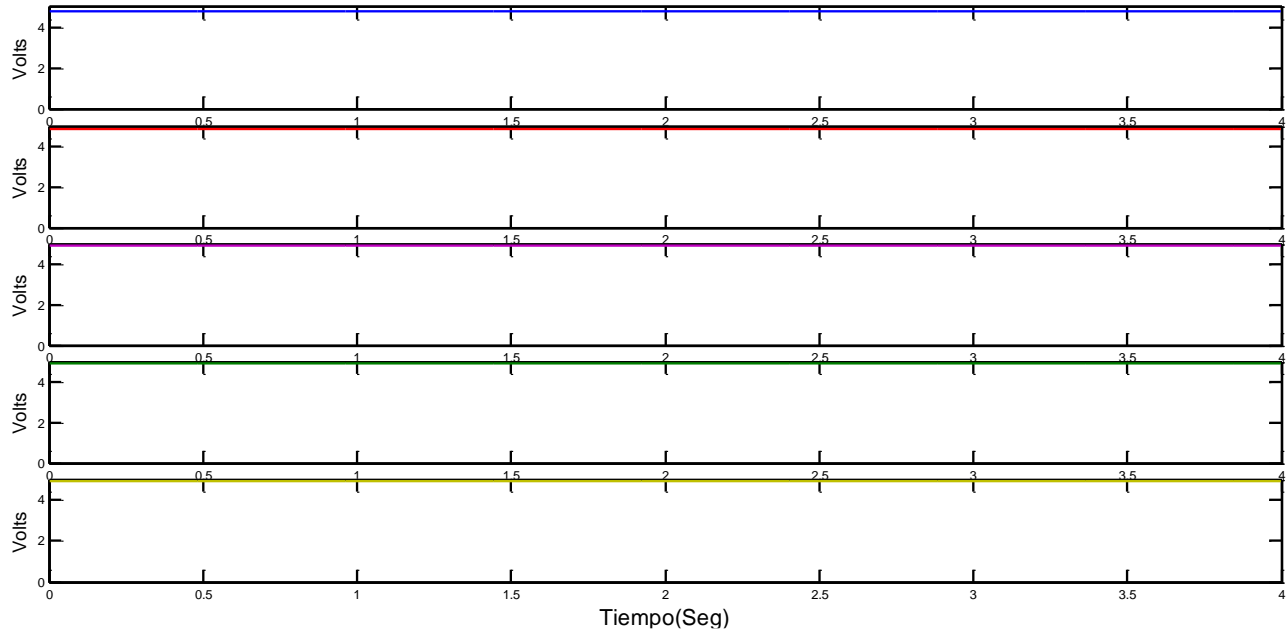


Figura 3.5. Envoltura de las señales sEMG de un voluntario con discapacidad en el miembro superior derecho, la cual se expresa por espasticidad. En la gráfica, la línea azul corresponde a la señal del bíceps, la línea roja al tríceps, la línea magenta al deltoides anterior, la línea verde al deltoides medio y la línea amarilla al deltoides posterior.

3.2.2. Información obtenida de las variables de estado

En un sistema mecánico, las variables de estado que se utilizan típicamente para describir el comportamiento dinámico son las coordenadas de posición y orientación, así como las velocidades de cada uno de sus componentes (Sección 2.1.1). Cuando son aplicadas al miembro superior, nos permite analizar su comportamiento durante la realización de tareas. En particular, en nuestro estudio, las variables de estado son utilizadas para analizar los movimientos del paciente, pues al trabajar con seres humanos, la descripción exacta del comportamiento es imposible por lo impredecible de sus respuestas durante los ejercicios de rehabilitación. En sistemas físicos, las variables de posición y velocidad del miembro superior pueden ser calculadas con precisión mediante su modelo cinemático, pero, en nuestro caso, los valores de éstas, se obtienen de un cálculo aproximado a partir de las variables que describen al efector final de la interfaz háptica cuyos valores son obtenidos directamente de sus sensores.

Por otro lado, durante la realización de los ejercicios de rehabilitación, es también determinante la oposición que pudiera llegar a ofrecer la extremidad del paciente, es por esto que en nuestro estudio hemos incluido la medición de la fuerza, cuyos valores también son obtenidos de los transductores ubicados en la interfaz háptica. Con esto, se tienen mediciones de las principales variables físicas evaluadas por los terapeutas durante el proceso de rehabilitación, posición, velocidad y fuerza. Un punto interesante de las variables de estado, es que, al estar relacionadas entre sí, las perturbaciones actuando en una de ellas pueden ser observadas en las otras como se muestra en las *Figuras 3.6, 3.8 y 3.9*.

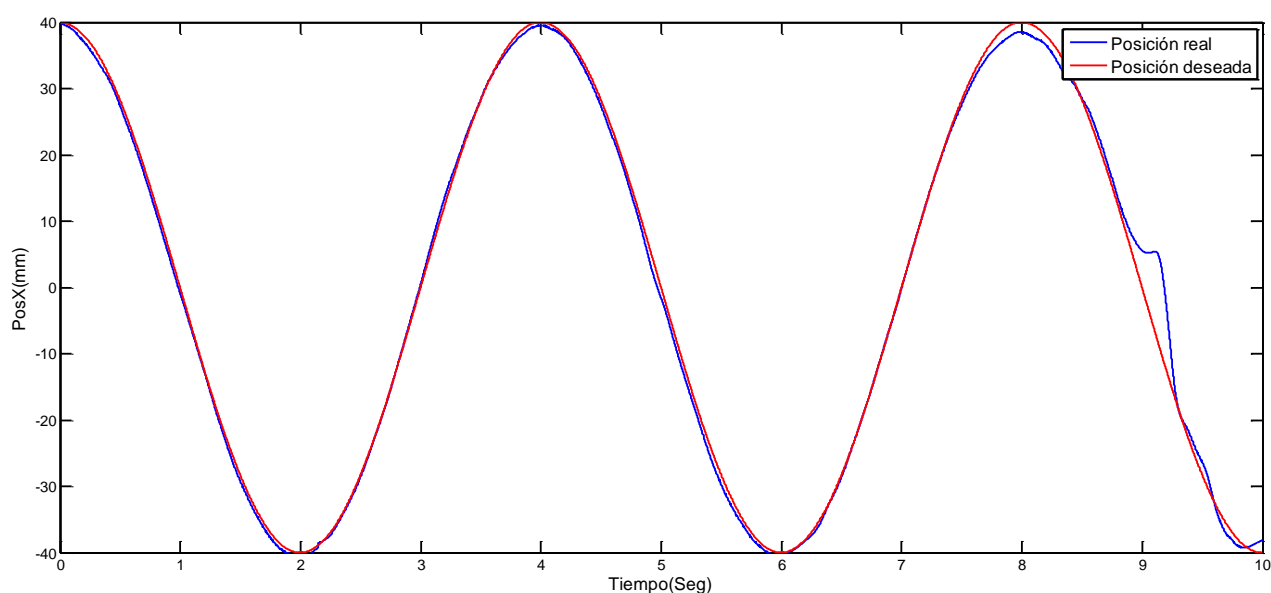


Figura 3.6. Comparación de las lecturas de posición del eje X contra las posiciones en el eje X deseadas para la trayectoria de prueba. La prueba fue realizada por un sujeto sin discapacidad.

Ahora bien, durante las actividades de la vida cotidiana, la precisión en el movimiento juega un papel muy importante, esta característica se puede evaluar estudiando la desviación de la posición de la mano del paciente respecto a una trayectoria preestablecida, en este caso, de la trayectoria de prueba. En la *Figura 3.6* se muestran las mediciones de la posición, en el eje de las X, de la mano de un voluntario presumiblemente sano durante la realización de la trayectoria de prueba. Al sujeto se le pidió realizar un par de repeticiones de la trayectoria de la mejor manera que pudiera realizarla, luego se le pidió oponer resistencia a la ayuda ofrecida por la interfaz háptica. En esta figura se puede apreciar una línea azul, que representa las lecturas de posición reales durante la prueba, y una línea roja, que representa la posición de la trayectoria deseada.

Claramente se puede observar que, en el último ciclo de las repeticiones, el sujeto comienza a oponer resistencia a la asistencia de la interfaz háptica. La diferencia entre la posición real y la deseada nos indica que el sujeto está teniendo problemas para trazar la trayectoria de manera correcta. Si tomamos en cuenta los tres ejes de las coordenadas de posición y hacemos una representación tridimensional (*Figura 3.7*), observamos como la trayectoria circular presenta distorsiones debidas a la resistencia ejercida por el sujeto de prueba.

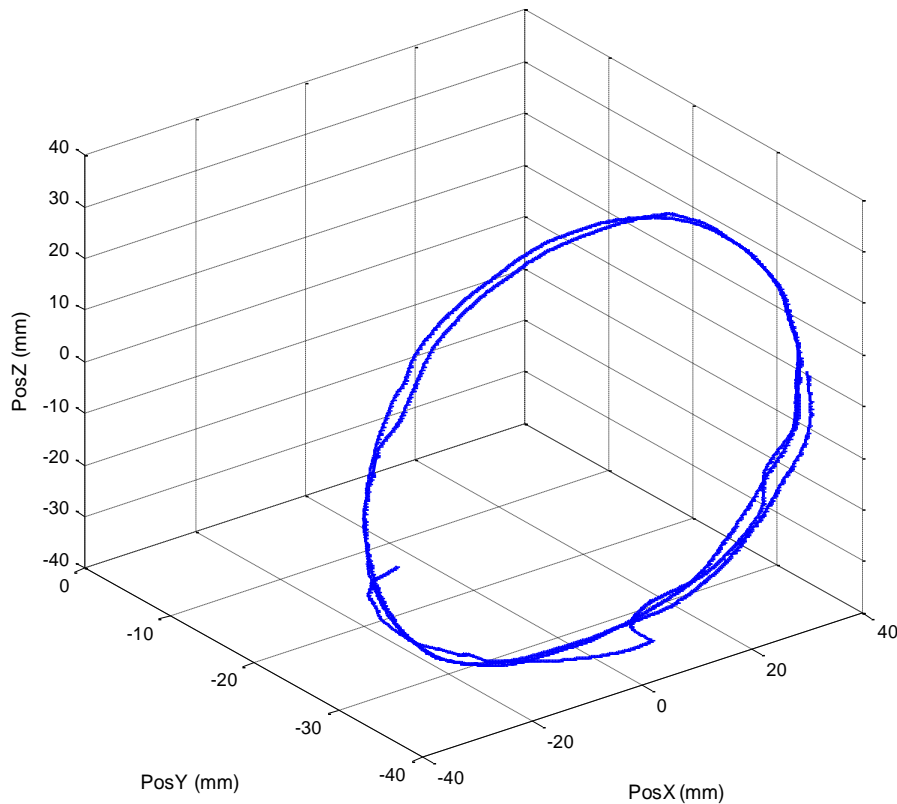


Figura 3.7. Representación tridimensional de las lecturas de posición del efector final de la interfaz háptica durante la realización de la trayectoria de prueba.

Existe una velocidad predeterminada para la trayectoria de prueba, la cual cambia sus valores en los ejes X y Z, en forma senoidal y cosenoidal, respectivamente, de manera que se pueda trazar el círculo correctamente. Como es bien sabido, la velocidad es la razón de cambio en la posición con respecto al tiempo, por eso, al trazar la trayectoria de manera correcta, la forma que describen las lecturas de velocidad también coincide con señales de tipo senoidal y cosenoidal, y al haber perturbaciones en la posición del sistema, estas también se observan en la velocidad como reflejo al cambio de posición.

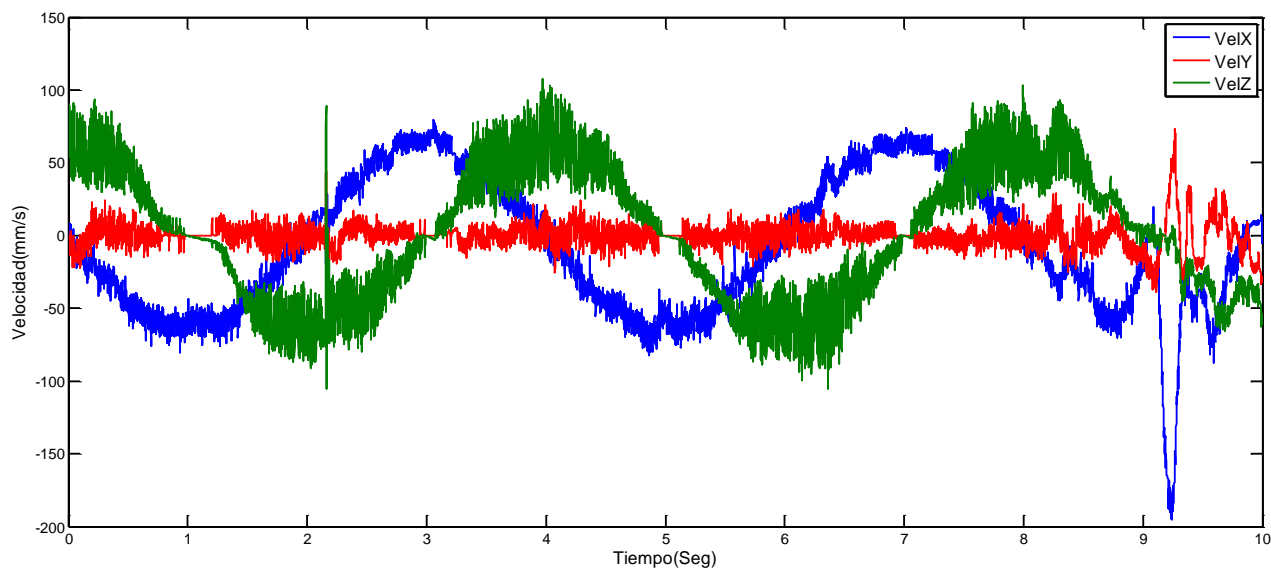


Figura 3.8. Lecturas de las velocidades del efector final de la interfaz háptica durante la realización de la trayectoria de prueba por un sujeto sano.

En la *Figura 3.8* se muestran las lecturas de la velocidad durante la trayectoria de prueba realizada por el mismo sujeto, al tratarse de una trayectoria circular, en el último ciclo de la gráfica podemos observar las perturbaciones en la velocidad a causa de la resistencia que opuso el sujeto al trazo de la trayectoria. Para nuestro caso de prueba, la interfaz háptica determina la velocidad con que se debe trazar la trayectoria, sin embargo, medir la velocidad con la que se realiza una trayectoria ayuda a los terapeutas a saber si el paciente que está siendo evaluado tiene dificultades al momento de realizar la trayectoria.

La dificultad que puede presentar el paciente para realizar el trazo de la trayectoria se observa, además, con las mediciones de las fuerzas ejercidas por la interfaz háptica sobre el sujeto de prueba. La interfaz háptica ejerce, sobre su efector final, la fuerza necesaria para poder realizar la trayectoria de prueba por sí misma. Cuando el sujeto toma el efector final y comienza a seguir la trayectoria, las fuerzas ejercidas en los distintos ejes aumentan su magnitud para poder guiarlo y realizar los movimientos de manera correcta. Cuando el paciente aumenta la resistencia al guiado háptico o sale de la trayectoria deseada, estas fuerzas aumentan en la dirección que se requiera para poder regresar al sujeto a la trayectoria correcta o para continuar con la velocidad marcada por la prueba. Este aumento en la fuerza se puede observar en la *Figura 3.9*, donde se aprecia un aumento significativo al final de la señal, principalmente en el eje de las X. El aumento en la

magnitud de la fuerza, en este caso, es negativo debido a la dirección en que la fuerza está siendo aplicada.

Como hemos visto, las mediciones de las variables de estado nos proporcionan información que puede ser utilizada para realizar una evaluación cuantitativa del paciente en rehabilitación, pues pueden decirnos la exactitud y rapidez con las que se está llevando a cabo la prueba, así como las fuerzas necesarias para lograr esas características del movimiento. Esta información es comúnmente recopilada por los terapeutas mediante observación directa o auscultación del paciente. Sin embargo, en nuestro trabajo, el hecho de que las lecturas se hagan por medio de sensores o transductores, permite determinar los valores exactos de cada una de las variables, los cuales, pueden ser utilizados para realizar una evaluación objetiva y cualitativa. Las variables de estado describen de manera inequívoca las características físicas del movimiento del miembro superior, pero para poder llevar a cabo una evaluación más acertada de la rehabilitación del paciente, es necesario tomar en cuenta sus características fisiológicas, de ahí la necesidad de integración de las señales sEMG a las variables de estado.

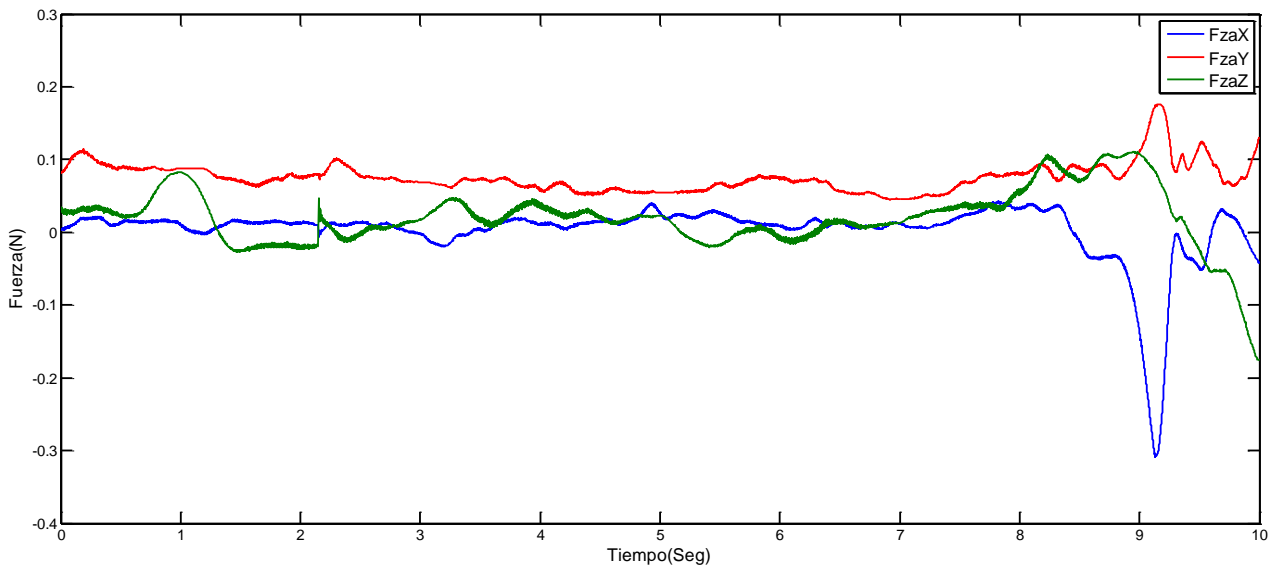


Figura 3.9. Lecturas de las fuerzas ejercidas por la interfaz háptica sobre el sujeto de prueba durante la realización de la trayectoria de prueba.

3.2.3. Integración de las variables de estado y la sEMG

La información contenida en las variables de estado y las señales sEMG, en conjunto, describe las características del movimiento realizado por el sujeto de prueba, tanto en su aspecto físico como fisiológico. Un punto interesante a considerar es que toda la información se encuentra relacionada, por lo que si existe algún problema durante la realización de la trayectoria, éste se verá reflejado tanto en las variables de estado como en las señales sEMG. Un ejemplo de esto podría ser un espasmo, el cual se caracteriza por una contracción involuntaria de los músculos. Ésta contracción generaría un cambio en la posición de la extremidad, lo cual puede expresarse también como una perturbación en la velocidad y, que además, para realizar ese movimiento produce una fuerza que queda registrada en las lecturas de las variables de estado. Durante las pruebas preliminares, con el fin de demostrar esta suposición, se le pidió al voluntario que realizara la trayectoria de prueba oponiendo resistencia a la asistencia de la interfaz háptica. Como era de esperarse esta resistencia se vio reflejada tanto en las señales sEMG como en las variables de estado capturadas durante la prueba. En la *Figura 3.10* se muestra una representación gráfica tridimensional del movimiento obtenido como resultado de la resistencia que opuso el voluntario a la asistencia de la interfaz háptica en la realización de la trayectoria de prueba.

Al utilizar solamente información mecánica del movimiento permite saber si la trayectoria resultante es errónea, pero no permite determinar su causa. La importancia en la integración de las señales física y fisiológicas para la evaluación del paciente, es que el análisis de todas las señales en conjunto nos permite comprender el origen de un problema, que se manifiesta como una discapacidad motriz y, eventualmente, nos ofrece información para determinar la eficacia de un tratamiento. Por ejemplo, es posible que las lecturas de posición de una persona indiquen que puede realizar la trayectoria de prueba de manera correcta, sin embargo, las señales EMG pueden no ajustarse al patrón normal, lo que indicaría una compensación por parte de los músculos adyacentes o secundarios al movimiento, y en el caso práctico, la necesidad de un cambio de terapia. Esto podría verificarse si durante el análisis se descubre que la fuerza utilizada por la interfaz para realizar la trayectoria se encuentra por encima de los niveles marcados como normales por el patrón de fuerzas, además de presentar posibles cambios en la velocidad de la trayectoria.

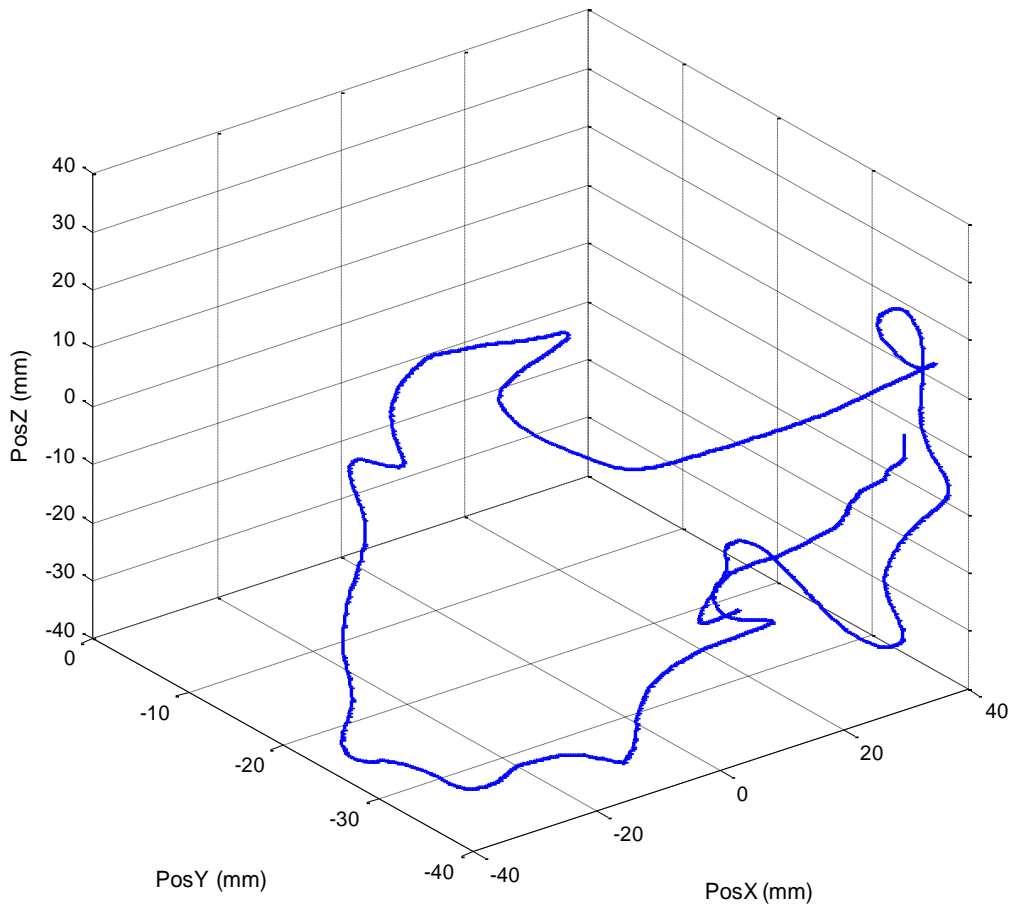


Figura 3.10. Gráfica tridimensional del movimiento del voluntario cuando opone resistencia al guiado de la interfaz háptica.

En las Figuras 3.11, 3.12 y 3.13 se muestran las lecturas de las variables de estado cuando el sujeto opone resistencia al guiado háptico durante la realización de la trayectoria de prueba. Como se mencionó en la Sección 3.2.2 estas lecturas están relacionadas entre ellas y las perturbaciones en una se pueden observar también en las demás. Para realizar la integración de las variables de estado con las señales EMG, se incluye en el análisis la Figura 3.14. Ésta muestra la actividad muscular requerida durante la prueba.

Analizando en conjunto las Figuras 3.11 a 3.14, podemos encontrar bloques en las señales donde observamos claramente la fuerte interrelación que guardan las señales. Como se puede ver entre los segundos 0.5 y 2 de la Figura 3.11, el sujeto ha salido de la trayectoria deseada debido al desorden en la secuencia de contracciones musculares (Figura 3.14). Como respuesta, la interfaz háptica comienza a ejercer la fuerza necesaria para regresar al sujeto a la trayectoria correcta (Figura 3.13). Estas fuerzas jalan al sujeto y modifican la velocidad con la que éste regresa a la

trayectoria deseada. Esto se observa en la *Figura 3.12*. Un fenómeno similar se puede encontrar en los segundos 2.5-4.5 donde el hecho de que las contracciones no se den, provoca que la interfaz intente mover al sujeto. Es por esto que la integración de las señales físicas y fisiológicas es de suma importancia al momento de evaluar al paciente. Sin embargo, es necesario establecer un parámetro que permita realizar la evaluación de manera objetiva utilizando esta información cuantitativa, evitando así utilizar criterios subjetivos que dejen pasar desapercibida alguna de las mediciones (Barak & Duncan, 2006).

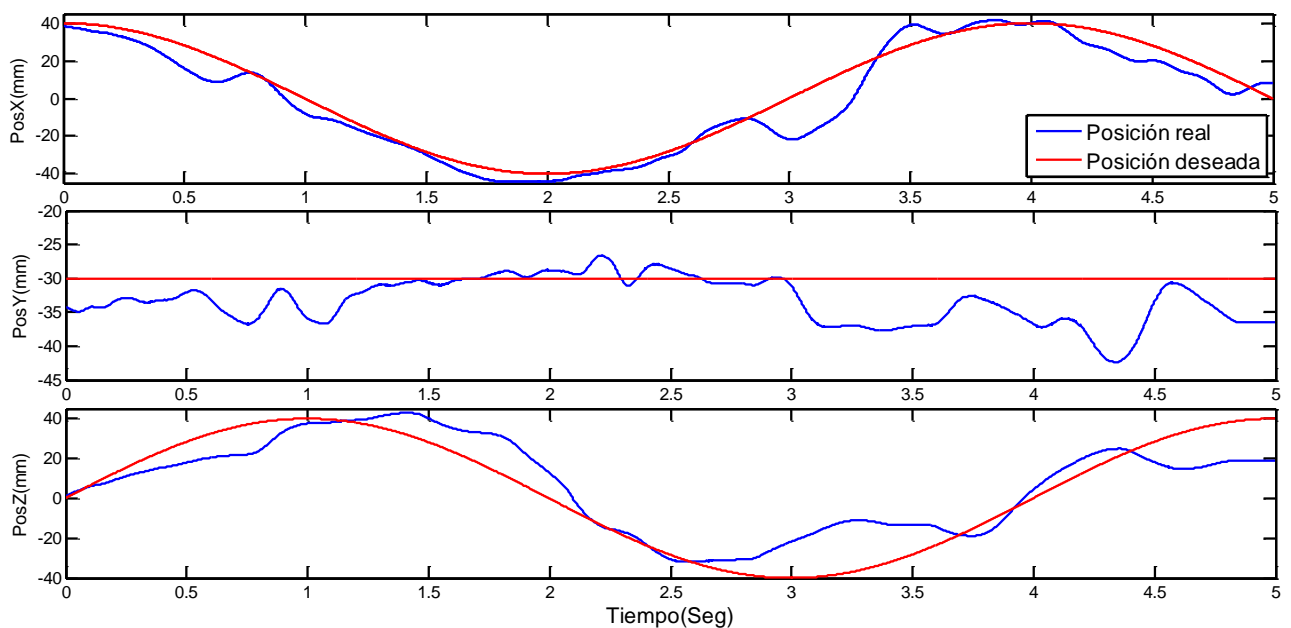


Figura 3.11. Lecturas de la posición real comparadas con la posición deseada de la trayectoria de prueba.

3.3. Coeficiente de Similitud para la evaluación del paciente en rehabilitación

La integración de las variables de estado y las señales sEMG nos permitió definir un coeficiente de evaluación que proporciona información objetiva y cuantitativa acerca de la distancia a la que se encuentran las señales de un paciente con respecto a un patrón considerado normal, y así, acerca del estado de rehabilitación del miembro superior del paciente. Este coeficiente permite comparar el conjunto de señales sEMG y de variables de estado, contra los patrones correspondientes determinados a partir de los registros con voluntarios sanos, y ofrece un índice que indica su similitud. Todo esto, partiendo de la afirmación de que dos movimientos idénticos

presentan el mismo patrón de contracciones musculares en diferentes personas presumiblemente sanas.

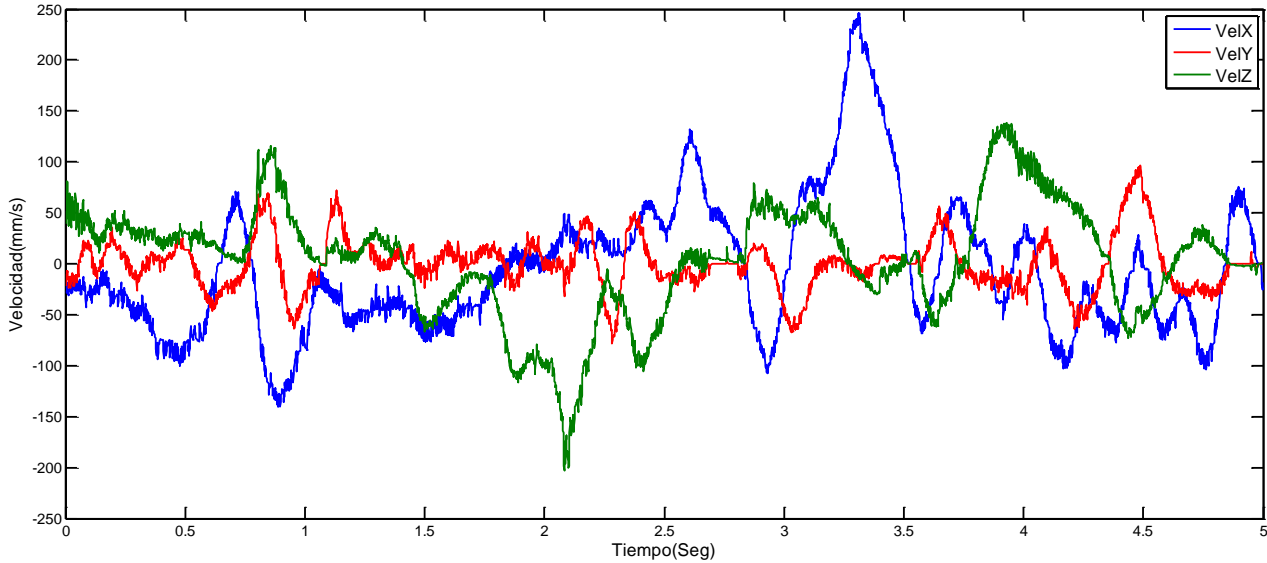


Figura 3.12. Velocidades generadas debido a la resistencia que opone el sujeto a la realización de la trayectoria de prueba.

Para encontrar el grado de similitud entre las señales y su patrón correspondiente, como primer aproximación, en este trabajo se utilizó el Coeficiente de Correlación, en donde, la correlación se define como una asociación lógica o natural entre dos cosas distintas, sin implicar una causa común de eventos sino que, estadísticamente, es una medida de la afinidad que hay entre dos señales comparables (Vidakovic, B., 2011).

Se considera que dos variables están correlacionadas cuando los valores de una de ellas varían de manera congruente con respecto a los valores de la otra. Por ejemplo, si tenemos un par de señales (A y B), la correlación existe cuando los valores de A aumentan, o disminuyen, y los valores de B lo hacen de la misma forma. El coeficiente de correlación, que es una medida de la relación que hay entre las mediciones de las dos señales que se están comparando, se define como,

$$r_{XY} = \frac{S_{XY}}{\sqrt{S_{XX}S_{YY}}}, \quad (3.1)$$

donde r_{XY} es el estimador del coeficiente de correlación, X y Y son las señales a comparar, la variable $S_{xy} = \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})$, luego $S_{xx} = \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2$, y por último $S_{yy} = \sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2$, Donde a su vez n es el número total de muestras de la señal, mientras que i es el número de las muestras que se están comparando. Los valores de r_{XY} pueden ir desde -1 hasta 1, si $r_{XY} = 1$ significa que existe una correlación positiva perfecta entre las señales, esto es, si una de las señales aumenta o disminuye su valor la otra señal también lo hace, con una proporción constante. Cuando $r_{XY} = 0$ indica que las señales no tienen correlación entre sí. El caso en el que $r_{XY} = -1$ indica que hay una correlación negativa perfecta entre ambas señales, es decir, que las señales son inversamente proporcionales.

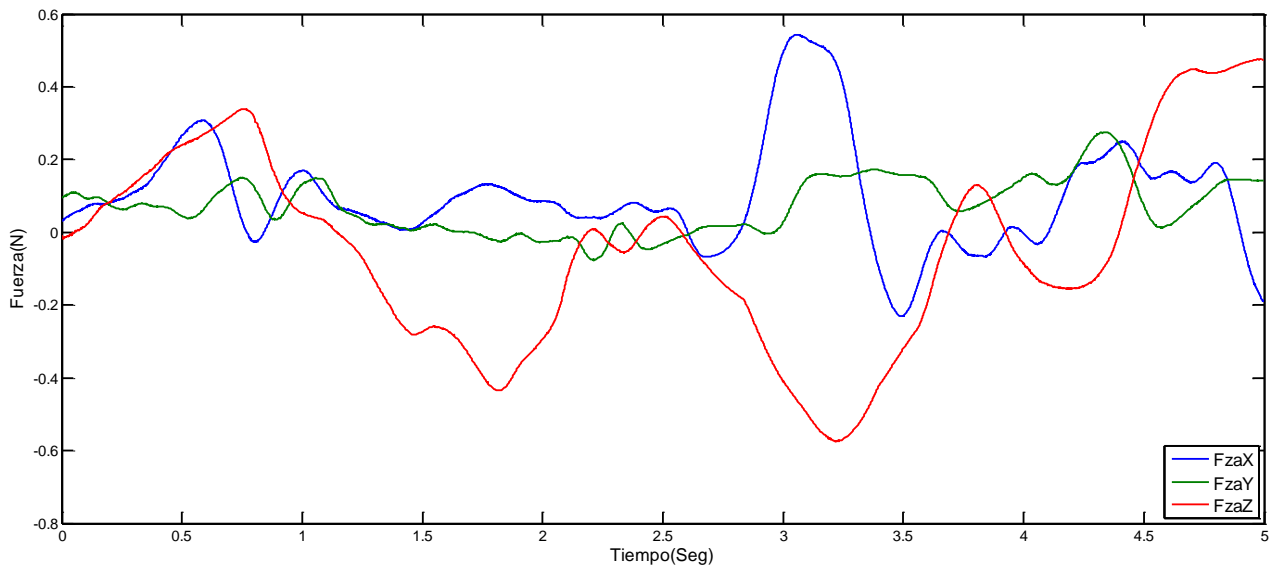


Figura 3.13. Fuerzas aplicadas por la interfaz háptica para intentar que el sujeto siga la trayectoria de prueba de manera correcta.

En nuestro caso, considerando el movimiento simplificado de la extremidad superior, tenemos cinco señales sEMG provenientes de los músculos principales que participan en los movimientos básicos, y tres señales pertenecientes a las variables de estado (posición, velocidad y fuerza), las cuales, para ser comparadas con sus patrones correspondientes, necesitan la obtención de los coeficientes de correlación. Así, como primer paso, se encontraron los coeficientes correspondientes a la comparación de las señales sEMG de los cinco músculos involucrados en el

estudio. Posteriormente se calcularon los coeficientes de las variables de estado y se encontró la media de estos valores utilizando las ecuaciones

$$\bar{r}_p = \frac{r_{px} + r_{pz}}{2}, \quad (3.2)$$

$$\bar{r}_v = \frac{r_{vx} + r_{vz}}{2}, \quad (3.3)$$

$$\bar{r}_f = \frac{r_{fx} + r_{fz}}{2}, \quad (3.4)$$

donde \bar{r}_p , \bar{r}_v y \bar{r}_f representan a las medias de los coeficientes de las variables de estado, luego, r_{peje} , r_{veje} y r_{feje} representan los coeficientes de las variables de estado para los ejes de la trayectoria. Debido al diseño de las trayectorias, las mediciones en el eje y escapan del interés de nuestro estudio por lo que solamente consideramos los ejes x y z .

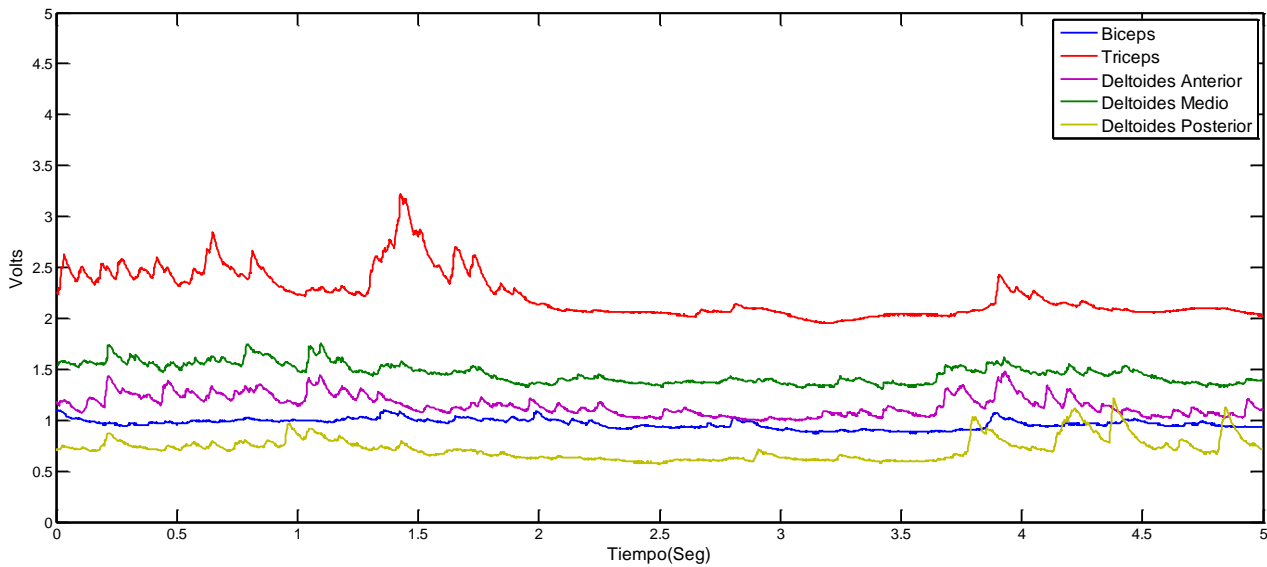


Figura 3.14. Secuencia de contracciones del sujeto de prueba mientras opone resistencia a la asistencia de la interfaz háptica para realizar la trayectoria de prueba.

Para integrar la información de las variables de estado en un solo coeficiente, que llamaremos coeficiente de similitud, o grado de recuperación de un paciente, se promedian sus coeficientes de correlación con respecto al patrón con el coeficiente de las señales sEMG,

$$CS = \frac{r_b + r_t + r_{da} + r_{dm} + r_{dp} + \bar{r}_p + \bar{r}_v + \bar{r}_f}{8}, \quad (3.5)$$

donde CS representa el valor del Coeficiente de Similitud del paciente en rehabilitación, mientras que r_b contiene el valor del coeficiente de correlación de la señal EMG del bíceps comparada con el patrón correspondiente a este músculo, r_t corresponde al tríceps, r_{da} pertenece al deltoides anterior, el valor de r_{dm} proviene del deltoides medio y el coeficiente de correlación r_{dp} contiene la información del deltoides posterior.

Debido a que nuestra propuesta para obtener un parámetro que indique el grado de rehabilitación está basada en los valores de los coeficientes de correlación, el valor de coeficiente CS cumple con la condición $-1 \leq CS \leq 1$. Por lo tanto, el valor de 1 implica que las señales obtenidas durante la evaluación son idénticas a los patrones de referencia, 0 nos dice que las señales adquiridas del paciente no están de ninguna manera relacionadas con los patrones y el -1 significa que los patrones están invertidos en el paciente. Aunque este último valor es aparentemente difícil que suceda, su definición es importante porque durante los experimentos con voluntarios discapacitados se encontraron resultados que arrojaban valores negativos.

La integración de las señales físicas y fisiológicas en el coeficiente de evaluación es posible gracias a que los valores utilizados son los grados de similitud entre cada una de las señales con sus patrones correspondientes, es por esta razón que los resultados se encuentran en la misma escala y podemos trabajarlos en conjunto. El valor total del coeficiente CS nos permite determinar el grado de recuperación de un paciente en el conjunto de características consideradas para la evaluación. Los valores involucrados en el cálculo de CS están a la vez correlacionados, pues el hecho de que las contracciones no se den de manera adecuada provocaría que las variables de estado se salieran de su patrón, arrastrando el valor de CS hacia el cero. Aunque se puede dar el caso en el que el valor de los coeficientes de correlación de las señales sEMG no sea alto a pesar de que los coeficientes de correlación de las variables de estado tengan valores altos, lo que

indicaría que la discapacidad en algún músculo está siendo compensada por los músculos adyacentes. De igual manera, si las variables de estado no corresponden a las contracciones musculares del paciente, el valor de CS disminuye, lo que nos lleva a concluir que las contracciones no se están dando con la fuerza suficiente y, por lo tanto, no están generando el movimiento deseado. Gracias a los cálculos que se realizan para encontrar el valor de CS podemos retroceder en los valores y encontrar que variable es la que está afectando el desempeño del paciente, lo cual ayuda al terapeuta a realizar una planificación del tratamiento a seguir para que el paciente aumente su rendimiento en cuanto a esa variable y tenga así mayor funcionalidad en el miembro rehabilitado.

Es así como logramos definir un coeficiente que nos permite comparar y evaluar el estado de un paciente de manera cuantitativa. Esto, mediante la integración de las variables físicas y fisiológicas que se utilizan para calcular un coeficiente de correlación, que nos permite la comparación de las variables respecto a los patrones correspondientes, obtenidos de los voluntarios sanos.

3.4. Conclusión del capítulo

La información que proporcionan las variables de estado y las señales sEMG, del movimiento de la extremidad superior de una persona, permiten realizar una evaluación objetiva del paciente en recuperación cuando se analizan como un conjunto dependiente de sí mismo. Lo cual permite tener una visión más amplia de lo que está sucediendo en el cuerpo durante la realización de tareas predeterminadas. La forma de evaluar al paciente utilizando esa información, es comparar las señales capturadas durante la realización de las tareas predeterminadas contra los patrones establecidos que indican los valores normales a los que las lecturas de una persona sana se ajustan. Para mostrar la factibilidad de una evaluación cuantitativa, definimos un coeficiente de recuperación del paciente, y como primera aproximación, lo hicimos definiéndolo a partir de los coeficientes de correlación. Éstos coeficientes permiten hacer esa comparación al ser capaces de generar un valor que expresa el grado de similitud entre un par de señales. Es por eso que se propone un coeficiente de evaluación basada en los coeficientes de correlación y la integración de las variables físicas y fisiológicas del miembro superior, para conocer, cuantitativamente, el grado de recuperación de un paciente en rehabilitación.

Para poder determinar el coeficiente de similitud, es necesario, primero, contar con los patrones contra los que se compararán las señales capturadas, así como también es necesario conocer la forma y las condiciones que se deben de cumplir para que las señales capturadas sean comprobables con tales patrones. En el siguiente capítulo se muestra la metodología para capturar las señales y se explica el tratamiento que se les da para poder ser comparadas contra los patrones preestablecidos.

Metodología para la evaluación del paciente

En este capítulo se presenta la metodología que se sigue para realizar los experimentos de este trabajo de tesis. Primeramente se habla sobre el diseño del experimento, donde se explica qué es lo que tiene que hacer el voluntario durante la prueba. Luego, se presenta el protocolo experimental, donde se explica el procedimiento que se debe seguir para la preparación del paciente, se describe el análisis de las señales y cómo es que se agrupan para poder calcular el coeficiente de similitud a partir de los patrones de cada una de las señales. Por último, se describe el proceso de obtención de los patrones de las variables de estado y las señales sEMG, contra los que se comparan las señales adquiridas.

4.1. Descripción del experimento

El experimento diseñado para este trabajo de tesis está basado en estudios realizados por diferentes grupos de trabajo, en el análisis del miembro superior presentado en capítulos anteriores y en los proyectos de tesis de *Turiján-Rivera* y *Lugo-Villeda*. Estos últimos, al igual que el presente trabajo, están orientados a que los resultados que se presentan sirvan como referencia a futuros proyectos dentro y fuera de nuestro grupo de investigación.

El primer paso para el diseño del experimento fue determinar las trayectorias a realizar por los voluntarios a partir de los movimientos de la vida cotidiana (*Sección 2.2.3*) y que fueron mostrados en la *Figura 2.15*. Así, para comenzar con el experimento, se prepara al voluntario colocándole los electrodos necesarios para poder obtener las lecturas de las sEMG y pidiéndole que tome asiento frente al dispositivo háptico. En la siguiente sección se explicarán los detalles sobre la forma en la que se colocan los electrodos y cómo es que debe estar ubicado el voluntario respecto a la interfaz háptica.

Una vez que el voluntario esté listo, éste comenzará a realizar los movimientos establecidos por las trayectorias preprogramadas en la interfaz háptica. Las trayectorias son dos líneas rectas de 8 cm de longitud, perpendiculares entre sí, que deben realizarse con un periodo de repetición de 6 segundos, y una circular de 8 cm de diámetro que se traza en el sentido de las manecillas del reloj y su periodo es de 4 segundos. Las dimensiones de las trayectorias corresponden al espacio de trabajo de la interfaz y de movimiento del usuario, éstas trayectorias están programadas para ser reproducidas a un ritmo semilento tomando en cuenta que la plataforma de evaluación está enfocada a su uso por pacientes discapacitados. Además, la programación de la interfaz háptica está diseñada de modo que ésta pueda reproducir las trayectorias y capturar las lecturas de las señales, sEMG y variables de estado, al mismo tiempo, desplegarlas gráficamente y almacenarlas en un archivo de texto. De este modo, nos aseguramos que las lecturas de todas las señales corresponden al mismo movimiento y capturadas en el mismo instante, y ofrecemos un medio para que el terapeuta pueda observar, en tiempo real, sus valores. Para finalizar con la evaluación del voluntario, las señales almacenadas en el archivo de texto son sometidas a un tratamiento digital, para eliminar artefactos y ruidos causados por movimientos involuntarios o por interferencia electrónica en los circuitos, y para calcular el coeficiente *CS* utilizando los patrones de cada una de ellas.

4.2. Protocolo experimental

En la práctica, es necesario establecer un protocolo experimental, de modo que el experimento diseñado sea reproducible y se lleve a cabo siempre bajo las mismas condiciones. Para nuestro estudio, esto resulta de gran importancia pues, la posición de la persona respecto a la plataforma y

la correcta colocación de los electrodos es parte fundamental al momento de adquirir las señales, dado que determinan el resultado de la comparación entre señales.

El primer paso en nuestro protocolo corresponde a la preparación del paciente, que consiste en la colocación de los electrodos en el miembro superior. Siguiendo las recomendaciones para la técnica sEMG establecidas en la *Sección 2.1.2*, habrán de colocarse un total de once electrodos en el miembro superior del voluntario, dos por cada músculo involucrado en el estudio (bíceps, tríceps, deltoides anterior, deltoides medio y deltoides posterior), colocados en su punto medio y su extremo, como se muestra en la *Figura 4.1*, y uno más, común para los cinco músculos involucrados, como referencia para los amplificadores que capturan las señales.

La colocación de los electrodos en voluntarios sanos es relativamente sencilla en comparación con la colocación de los electrodos en voluntarios discapacitados. A los primeros, se les puede pedir que realicen flexiones, extensiones, pronaciones o supinaciones de la extremidad con el fin de resaltar el músculo deseado, en cambio, con los voluntarios discapacitados, no siempre es posible hacerlo porque no son capaces de controlar estos movimientos. En este caso, la colocación de los electrodos tiene que hacerse mientras la extremidad está en reposo mediante palpación y mediciones de las distancias entre puntos de referencia anatómicos.

El primer par de electrodos que se colocan son los que capturan las señales del bíceps, porque es el par de electrodos que ofrece la menor dificultad en su colocación. El primero, se coloca en la parte media de las fibras del bíceps. Para encontrar este punto, se coloca al voluntario con el brazo extendido sobre el costado del cuerpo y con la palma de la mano dirigiéndose hacia la parte anterior del cuerpo, se toma la distancia entre el centro de la parte anterior del codo y el punto en el que las fibras del bíceps comienzan a ser cubiertas por el deltoides. El punto de cruce de las fibras se puede encontrar palpando el extremo proximal del bíceps para poder encontrar el lugar en donde se cruzan las fibras de éste con el deltoides. Se toma la distancia y se coloca el primero de los electrodos. El segundo, se coloca entre 3-5 cm por encima de la flexura del codo dependiendo de la longitud de la extremidad del voluntario (*Figura 4.2a*).

El siguiente par de electrodos se coloca con el brazo en la misma posición, en la cabeza lateral del tríceps, este músculo se puede encontrar palpando las fibras musculares de la parte externa posterior del brazo. La cabeza lateral del tríceps puede identificarse pues su estructura se encuentra en diagonal respecto a las fibras de los músculos adyacentes. El primero de los

electrodos se coloca en el extremo distal de la cabeza lateral del tríceps, la cual se identifica palpando el músculo, y el segundo electrodo se coloca a una distancia entre 3.5 y 5 cm en dirección diagonal hacia la parte posterior superior del brazo, manteniéndose siempre sobre las fibras de la cabeza lateral del tríceps (*Figura 4.2b*).

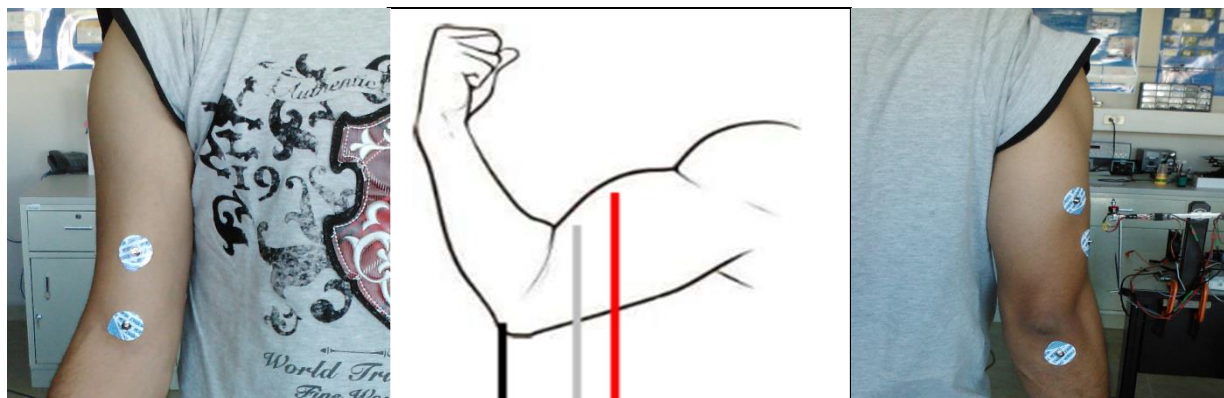


Figura 4.1. Ubicación de los electrodos en el bíceps. Uno de los electrodos debe de colocarse en la parte media del músculo (rojo) y el otro en el extremo distal del mismo (gris). Un tercer electrodo es colocado como referencia en un lugar en donde se tenga la menor cantidad de músculo posible, en este caso el codo (negro).

La ubicación de los electrodos para la lectura de las señales del deltoides, por su forma triangular en cuyo extremo distal se unen sus tres porciones, requiere que el brazo sea sostenido realizando una abducción y manteniéndolo en posición horizontal con la palma de la mano hacia abajo. En el caso de los voluntarios discapacitados se requiere de asistencia para mantener la posición. El primer par de electrodos corresponde al deltoides medio, la ubicación del primer electrodo es el punto medio de la distancia entre la unión de la escápula con la clavícula y el extremo distal del deltoides, el segundo, para las fibras medias, se coloca en el extremo distal de las fibras del deltoides (*Figura 4.2c*). Luego, el primer electrodo que corresponde a las fibras anteriores del deltoides se coloca en el punto medio de la distancia que hay entre la unión de las fibras anteriores del deltoides con la clavícula y el extremo distal de esas mismas fibras, el segundo electrodo se coloca en el lugar donde se unen las fibras anteriores del deltoides con la clavícula (*Figura 4.2c*). Por último, el procedimiento para ubicar los electrodos en el deltoides posterior es muy parecido al que se sigue para los electrodos del deltoides anterior, esto es, el primero de los electrodos se coloca en el punto medio entre el extremo distal del deltoides y la unión de la escápula con las fibras posteriores del deltoides, y el segundo se coloca en el punto de unión de las fibras posteriores del deltoides con la escápula (*Figura 4.2c*).

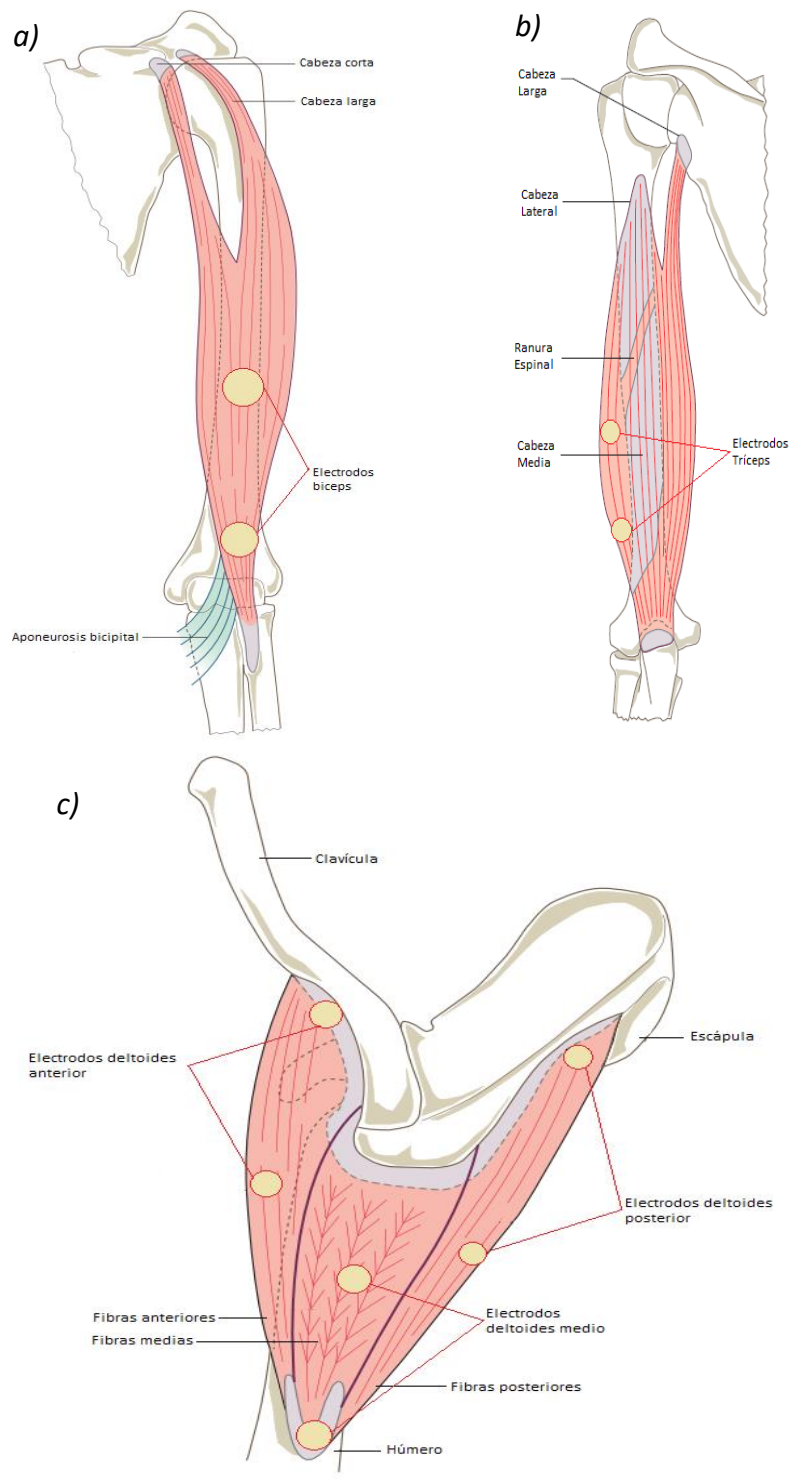


Figura 4.2. Ubicación de los electrodos a) en el bíceps, b) en el tríceps y c) en las fibras anteriores, posteriores y medias del deltoides (Palastanga & Soames, 2012).

El último de los electrodos, que funciona como referencia, se coloca en la parte posterior del codo, tratando de que quede ubicado en la parte ósea, sin abarcar tejido muscular. Para mostrar de manera más clara la colocación de los electrodos, se incluyen las imágenes de la *Figura 4.3*, donde se muestra el brazo de un voluntario después de haberle colocado todos los electrodos.

Una vez colocados los electrodos, el voluntario se sienta frente a una mesa, en donde se encuentra la interfaz háptica, adquiriendo una postura erguida, de manera que mantenga la espalda recta y su codo forme un ángulo de 90 grados. Para compensar la diferencia de estaturas entre voluntarios, se utiliza una silla donde la altura del asiento es ajustable (*Figura 4.4a*). Esta postura se adquiere cuando el voluntario toma el efector final del dispositivo háptico y lo coloca en el centro de las trayectorias a realizar. El hombro del voluntario, el centro de las trayectorias y la interfaz háptica, deben estar siempre alineados (*Figura 4.4b*).

El voluntario en la posición correcta realiza las tres trayectorias preestablecidas, para lo cual se sigue el siguiente procedimiento:

1. Veinte repeticiones sin guiado háptico con el objetivo de evaluar la capacidad del voluntario para realizar la trayectoria sin ayuda de la interfaz háptica. Durante estas repeticiones se hacen mediciones de posición, para obtener la desviación respecto a la trayectoria deseada, y de sEMG, para obtener las contracciones musculares.
2. Veinte repeticiones con guiado háptico, durante las cuales se realizarán mediciones de posición, velocidad, fuerza y sEMG.
3. Veinte repeticiones más sin guiado háptico durante las cuales nuevamente se toman mediciones de las sEMG y de la posición. Después de haber realizado la trayectoria con guiado háptico, se espera que en este bloque de repeticiones, sin intervención de la interfaz, el voluntario disminuya el error de posición respecto a la trayectoria deseada, debido a la memoria propioceptiva (Feygin, Madeleine, & Tendrick, 2002).
4. Por último se realizaran veinte repeticiones más con la ayuda de la interfaz háptica, donde se espera que las variables de estado estén más cerca del patrón que deben de seguir.

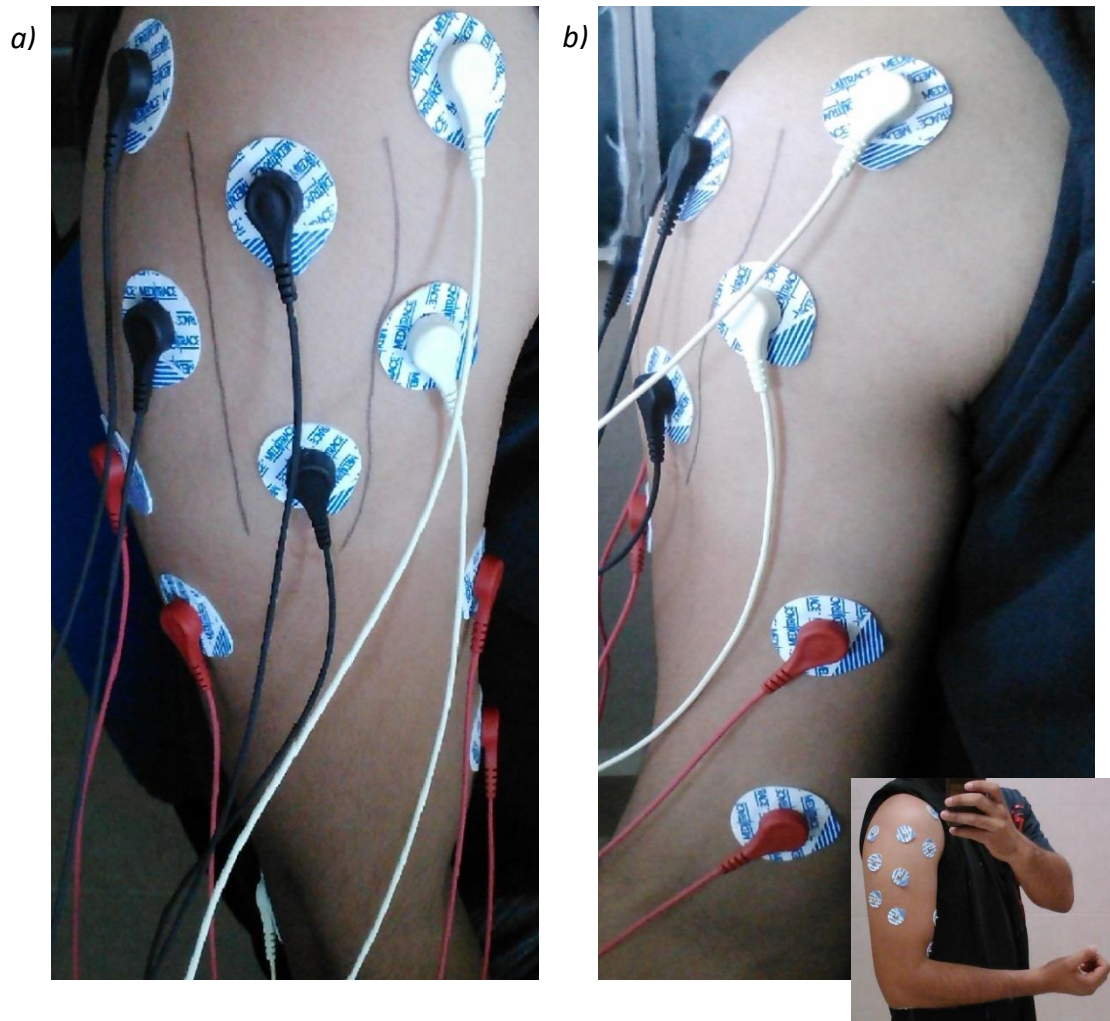


Figura 4.3. Colocación de los electrodos para realizar la electromiografía superficial. a) Vista lateral del brazo y b) vista frontal del brazo.

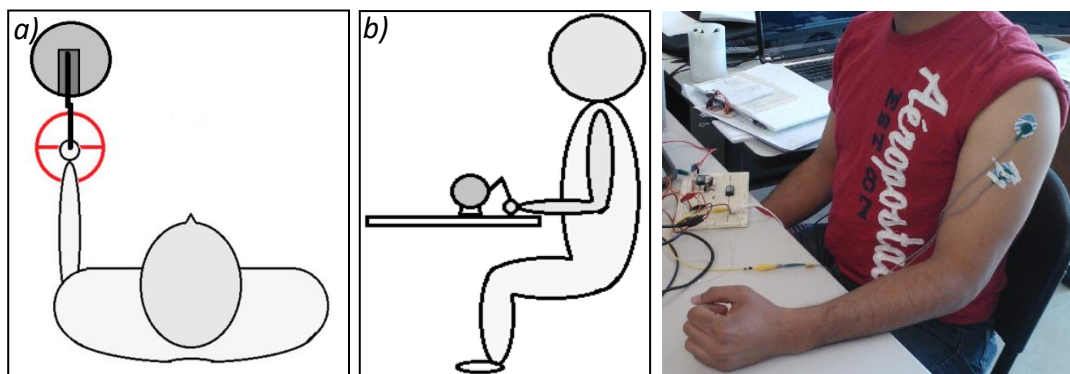


Figura 4.4. Posición del paciente frente a la interfaz háptica. a) Centro de la trayectoria alineado con el hombro del voluntario y la interfaz háptica y b) 90° en el codo.

El procedimiento anterior se sigue para cada una de las trayectorias descritas en la *Figura 2.15*, y como se ha mencionado, durante la realización de las trayectorias se realizan simultáneamente las lecturas de las variables de estado y las sEMG del voluntario. Estas lecturas son guardadas en un archivo de texto plano para su tratamiento posterior. En cada paso del procedimiento se genera un archivo, es decir, un archivo por cada veinte repeticiones de la trayectoria. Para identificar los archivos, y facilitar su análisis, se sigue un estándar en su nomenclatura, de modo que sea sencillo identificarlos, además de que el periodo de repetición de las trayectorias rectas es distinto al periodo de repetición de la trayectoria circular, y el estándar en la nomenclatura ayuda a automatizar el análisis.

4.3. Análisis de las señales sEMG y las variables de estado

La digitalización de las señales no elimina los ruidos y perturbaciones que acompañan a las señales medidas, es por esto, que es necesario hacer un acondicionamiento de las señales, de modo que se puedan eliminar las impurezas en la señal, y resaltar las características comunes de las señales que permitan evaluar particularmente la secuencia de activación muscular. El tratamiento de nuestras señales se lleva a cabo en Matlab[®], donde las señales se limpian de impurezas utilizando un filtro digital, para luego, utilizando como señal de sincronía la posición de la interfaz háptica, extraer la información que caracteriza un ciclo de trayectoria, y que permita que las señales puedan ser evaluadas con el coeficiente *CS*.

El archivo de texto plano, que se genera en cada prueba, contiene toda la información de las variables de estado y las señales sEMG de los cinco músculos considerados para este estudio. El primer paso es separar la información en vectores que nos permitan trabajar con cada señal de manera independiente. Así obtenemos las matrices

$$\mathbf{P} = [\mathbf{p}_x \ \mathbf{p}_y \ \mathbf{p}_z], \quad (4.1)$$

$$\mathbf{V} = [\mathbf{v}_x \ \mathbf{v}_y \ \mathbf{v}_z], \quad (4.2)$$

$$\mathbf{F} = [\mathbf{f}_x \ \mathbf{f}_y \ \mathbf{f}_z], \quad (4.3)$$

donde \mathbf{P} , \mathbf{V} , \mathbf{F} son las matrices que contienen las lecturas de posición, de velocidad y la que contiene las lecturas de la fuerza, respectivamente. Estas matrices están compuestas por las triadas de vectores columna $(\mathbf{p}_x, \mathbf{p}_y, \mathbf{p}_z)$, $(\mathbf{v}_x, \mathbf{v}_y, \mathbf{v}_z)$, $(\mathbf{f}_x, \mathbf{f}_y, \mathbf{f}_z)$ que contienen las lecturas de posición en los ejes x, y, z, del espacio Cartesiano, según indica el subíndice en cada uno de ellos (Figura 4.6). Estos vectores contienen los datos correspondientes a los valores de las variables de estado en los tres ejes del espacio cartesiano. Además obtenemos los vectores \mathbf{e}_b , \mathbf{e}_t , \mathbf{e}_{da} , \mathbf{e}_{dm} y \mathbf{e}_{dp} , de las señales sEMG que, respectivamente, pertenecen al bíceps, tríceps, deltoides anterior, deltoides medio y al deltoides posterior (Figura 4.5).

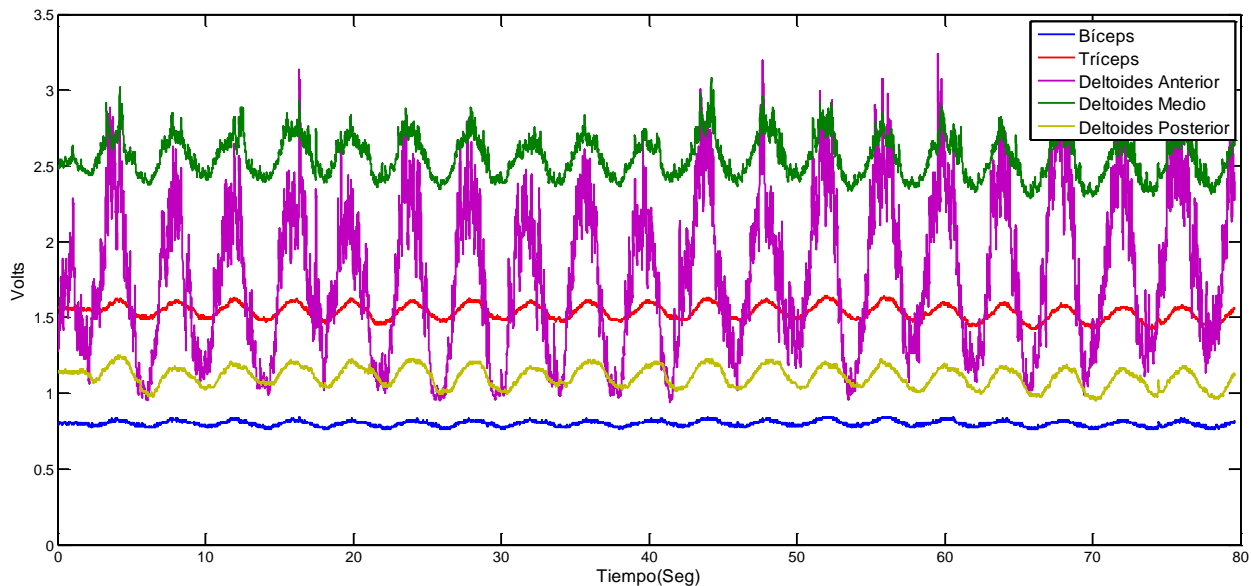


Figura 4.5. Señales sEMG pertenecientes a veinte ciclos de la trayectoria circular.

El siguiente paso es recortar las señales para eliminar los artefactos de la señal causados por el inicio y el final del movimiento. Al iniciar la trayectoria en el centro de la misma, las primeras contracciones musculares y variables de estado que se registran corresponden al esfuerzo del voluntario para iniciar el movimiento y llegar a la trayectoria deseada. Para evitar las deformaciones en la señal debidas a la adaptación y al cansancio del voluntario, recortamos los cinco primeros y cinco últimos ciclos de la prueba, quedándonos con un total de diez ciclos para realizar el análisis. De estos se pueden extraer las matrices

$$\mathbf{P}' = [\mathbf{p}'_x \mathbf{p}'_y \mathbf{p}'_z], \quad (4.4)$$

$$\mathbf{V}' = [\mathbf{v}'_x \mathbf{v}'_y \mathbf{v}'_z], \quad (4.5)$$

$$\mathbf{F}' = [\mathbf{f}'_x \mathbf{f}'_y \mathbf{f}'_z], \quad (4.6)$$

donde \mathbf{p}'_{eje} , \mathbf{v}'_{eje} , \mathbf{f}'_{eje} (Figura 4.8) son los vectores que almacenan las señales recortadas de las variables de estado. Por otra parte, las señales contenidas en los vectores \mathbf{e}_b , \mathbf{e}_t , \mathbf{e}_{da} , \mathbf{e}_{dm} y \mathbf{e}_{dp} son tratadas con un filtro Butterworth pasabajas, con una frecuencia de corte de 200 Hz, para luego ser recortadas conservando la concordancia con los vectores de las variables de estado, dejándonos con los vectores \mathbf{e}'_b , \mathbf{e}'_t , \mathbf{e}'_{da} , \mathbf{e}'_{dm} y \mathbf{e}'_{dp} (Figura 4.7).

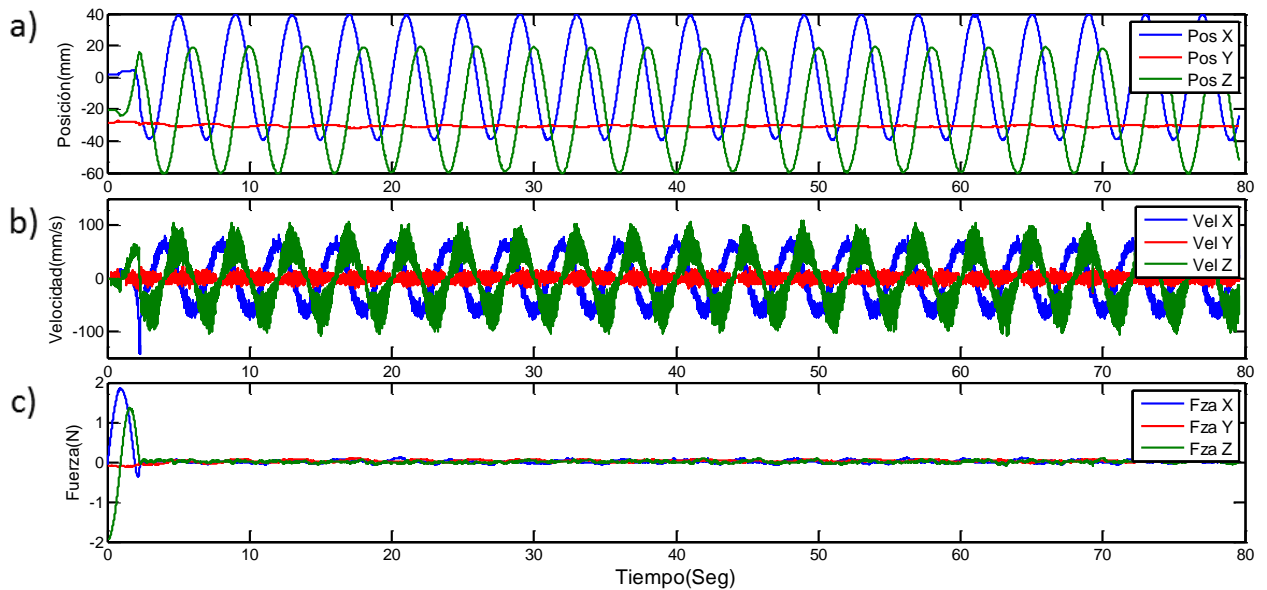


Figura 4.6. Lecturas de las variables de estado pertenecientes a veinte ciclos de la trayectoria circular. a) Posición, b) Velocidad y c) Fuerza.

Debido a que los movimientos son cíclicos, las señales se segmentan para obtener, por separado, las señales de cada uno de los ciclos. Como se ha explicado, los ciclos de la trayectoria circular tienen una duración de 4 segundos y los ciclos de las trayectorias rectas duran 6 segundos. Con base en esto, el resultado de la segmentación son las matrices

$$\begin{aligned}
 \mathbf{P}''_x &= [\mathbf{p}''_{x1} \mathbf{p}''_{x2} \dots \mathbf{p}''_{x10}], \\
 \mathbf{P}''_y &= [\mathbf{p}''_{y1} \mathbf{p}''_{y2} \dots \mathbf{p}''_{y10}], \\
 \mathbf{P}''_z &= [\mathbf{p}''_{z1} \mathbf{p}''_{z2} \dots \mathbf{p}''_{z10}],
 \end{aligned}
 \tag{4.7}$$

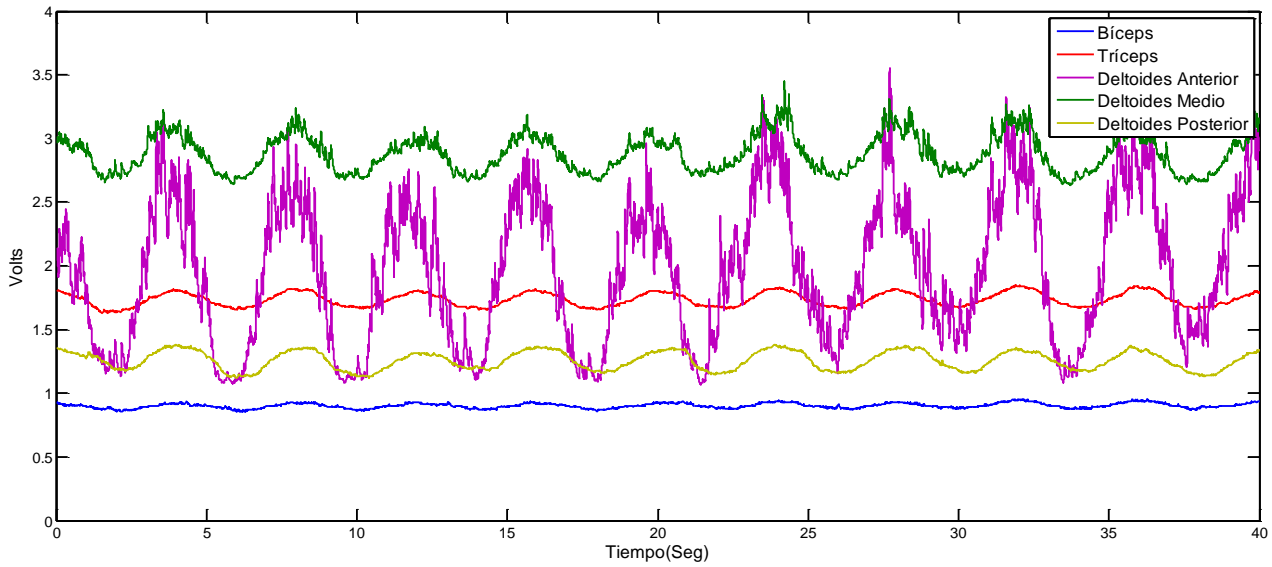


Figura 4.7. Señales sEMG después de ser filtradas y recortadas.

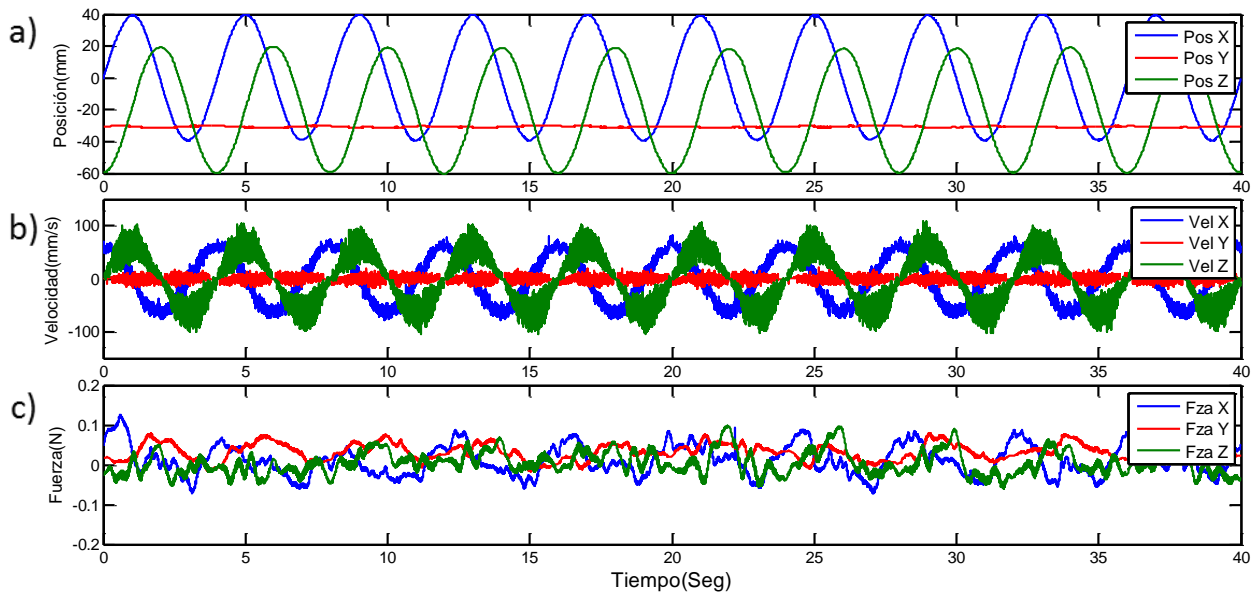


Figura 4.8. Lecturas de las Variables de Estados después de ser recortadas. a) Posición, b) Velocidad y c) Fuerza.

$$\begin{aligned}
\mathbf{V}''_x &= [\mathbf{v}''_{x1} \mathbf{v}''_{x2} \dots \mathbf{v}''_{x10}], \\
\mathbf{V}''_y &= [\mathbf{v}''_{y1} \mathbf{v}''_{y2} \dots \mathbf{v}''_{y10}], \\
\mathbf{V}''_z &= [\mathbf{v}''_{z1} \mathbf{v}''_{z2} \dots \mathbf{v}''_{z10}],
\end{aligned} \tag{4.8}$$

$$\begin{aligned}
\mathbf{F}''_x &= [\mathbf{f}''_{x1} \mathbf{f}''_{x2} \dots \mathbf{f}''_{x10}], \\
\mathbf{F}''_y &= [\mathbf{f}''_{y1} \mathbf{f}''_{y2} \dots \mathbf{f}''_{y10}], \\
\mathbf{F}''_z &= [\mathbf{f}''_{z1} \mathbf{f}''_{z2} \dots \mathbf{f}''_{z10}],
\end{aligned} \tag{4.9}$$

$$\begin{aligned}
\mathbf{E}_b &= [\mathbf{e}''_{b1} \mathbf{e}''_{b2} \dots \mathbf{e}''_{b10}], \\
\mathbf{E}_t &= [\mathbf{e}''_{t1} \mathbf{e}''_{t2} \dots \mathbf{e}''_{t10}], \\
\mathbf{E}_{da} &= [\mathbf{e}''_{da1} \mathbf{e}''_{da2} \dots \mathbf{e}''_{da10}], \\
\mathbf{E}_{dm} &= [\mathbf{e}''_{dm1} \mathbf{e}''_{dm2} \dots \mathbf{e}''_{dm10}], \\
\mathbf{E}_{dp} &= [\mathbf{e}''_{dp1} \mathbf{e}''_{dp2} \dots \mathbf{e}''_{dp10}],
\end{aligned} \tag{4.10}$$

donde \mathbf{p}''_{ejei} , \mathbf{v}''_{ejei} , \mathbf{f}''_{ejei} , son los vectores columna que contienen las segmentaciones de las señales de las variables de estado, y los vectores $\mathbf{e}''_{musculo i}$ contienen las señales sEMG segmentadas, para $i = 1, 2, \dots, 10$ segmentos. De las matrices (4.7) – (4.10), encontramos los vectores

$$\begin{aligned}
\bar{\mathbf{p}}''_x &= \frac{\sum_{i=1}^{10} \mathbf{p}''_{xi}}{10}, \\
\bar{\mathbf{p}}''_y &= \frac{\sum_{i=1}^{10} \mathbf{p}''_{yi}}{10}, \\
\bar{\mathbf{p}}''_z &= \frac{\sum_{i=1}^{10} \mathbf{p}''_{zi}}{10},
\end{aligned} \tag{4.11}$$

$$\begin{aligned}
\bar{\mathbf{v}}''_x &= \frac{\sum_{i=1}^{10} \mathbf{v}''_{xi}}{10}, \\
\bar{\mathbf{v}}''_y &= \frac{\sum_{i=1}^{10} \mathbf{v}''_{yi}}{10}, \\
\bar{\mathbf{v}}''_z &= \frac{\sum_{i=1}^{10} \mathbf{v}''_{zi}}{10},
\end{aligned} \tag{4.12}$$

$$\begin{aligned}
\bar{\mathbf{f}}''_x &= \frac{\sum_{i=1}^{10} \mathbf{f}''_{xi}}{10}, \\
\bar{\mathbf{f}}''_y &= \frac{\sum_{i=1}^{10} \mathbf{f}''_{yi}}{10}, \\
\bar{\mathbf{f}}''_z &= \frac{\sum_{i=1}^{10} \mathbf{f}''_{zi}}{10},
\end{aligned} \tag{4.13}$$

y

$$\begin{aligned}
\bar{e}''_b &= \frac{\sum_{i=1}^{10} e''_{bi}}{10}, \\
\bar{e}''_t &= \frac{\sum_{i=1}^{10} e''_{ti}}{10}, \\
\bar{e}''_{da} &= \frac{\sum_{i=1}^{10} e''_{dai}}{10}, \\
\bar{e}''_{dm} &= \frac{\sum_{i=1}^{10} e''_{dmi}}{10}, \\
\bar{e}''_{dp} &= \frac{\sum_{i=1}^{10} e''_{dpi}}{10},
\end{aligned} \tag{4.14}$$

que contienen las medias de los segmentos de todas las señales (*Figura 4.9 – 4.12*). Los vectores (4.11) – (4.13) y (4.16) tienen la longitud equivalente a un ciclo de la trayectoria a la que pertenecen las lecturas y son la base para calcular el coeficiente *CS*.

Toda vez que se ha terminado el tratamiento de las señales y se han obtenido los vectores que contienen sus medias, es necesario normalizar las señales EMG. Para realizar esta normalización, se utiliza la ecuación

$$\bar{e}''_{Nmusculo} = Norm(\bar{e}''_{musculo}) = \frac{\bar{e}''_{musculo} - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n e_{musculo,i}}{\max(|\bar{e}''_{musculo}|)}, \tag{4.15}$$

donde $e_{musculo,i}$ es el i -ésimo elemento del vector $\bar{e}''_{musculo}$, de modo que todas estén en la misma escala. El resultado de las normalizaciones de las medias de las señales sEMG de cada uno de los músculos se almacena en los vectores

$$\begin{aligned}
\bar{e}''_{Nb} &= Norm(\bar{e}''_b), \\
\bar{e}''_{Nt} &= Norm(\bar{e}''_t), \\
\bar{e}''_{Nda} &= Norm(\bar{e}''_{da}), \\
\bar{e}''_{Ndm} &= Norm(\bar{e}''_{dm}), \\
\bar{e}''_{Ndp} &= Norm(\bar{e}''_{dp}),
\end{aligned} \tag{4.16}$$

a las cuales le podemos aplicar la *Ecuación* (3.1) para determinar el coeficiente *CS*. Luego, los vectores (4.11) – (4.13) y (4.16), además de los patrones correspondientes, son sustituidos en la *Ecuación* (3.1), lo que nos deja con

$$r_{p\ eje} = \frac{S_{\hat{p}''_{eje}\hat{p}_{eje}}}{\sqrt{S_{\hat{p}''_{eje}}S_{\hat{p}_{eje}\hat{p}_{eje}}}}, \quad (4.17)$$

$$r_{v\ eje} = \frac{S_{\hat{v}''_{eje}\hat{v}_{eje}}}{\sqrt{S_{\hat{v}''_{eje}}S_{\hat{v}_{eje}\hat{v}_{eje}}}}, \quad (4.18)$$

$$r_{f\ eje} = \frac{S_{\hat{f}''_{eje}\hat{f}_{eje}}}{\sqrt{S_{\hat{f}''_{eje}}S_{\hat{f}_{eje}\hat{f}_{eje}}}}, \quad (4.19)$$

y

$$r_{musculo} = \frac{S_{\hat{e}''_{Nmusculo}\hat{e}_{musculo}}}{\sqrt{S_{\hat{e}''_{Nmusculo}}S_{\hat{e}_{musculo}\hat{e}_{musculo}}}}, \quad (4.20)$$

donde $r_{p\ eje}$, $r_{v\ eje}$ y $r_{f\ eje}$ se utilizan para calcular los coeficientes de correlación de las variables de estado, $r_{musculo}$ se utiliza para calcular los coeficientes de correlación de las señales sEMG, $\hat{e}_{musculo}$, \hat{f}_{eje} , \hat{v}_{eje} y \hat{p}_{eje} son los patrones contra los que se compara la señal.

4.4. Integración de las señales y evaluación con el Coeficiente de Similitud

A partir de los coeficientes de correlación de las variables de estado, por medio de las *Ecuaciones* (3.2) – (3.4), y la *Ecuación* (3.5) se calcula el coeficiente *CS*. Estos cálculos se hacen para cada una de las pruebas guiadas por la interfaz háptica, lo que nos deja con seis coeficientes de similitud (dos por cada trayectoria de los voluntarios sanos, y tres coeficientes de similitud para los voluntarios discapacitados). Las pruebas de los voluntarios discapacitados tuvieron que modificarse debido a la dificultad que presentaban para trazar las trayectorias. De esto se hablara más a fondo en el Capítulo 5.

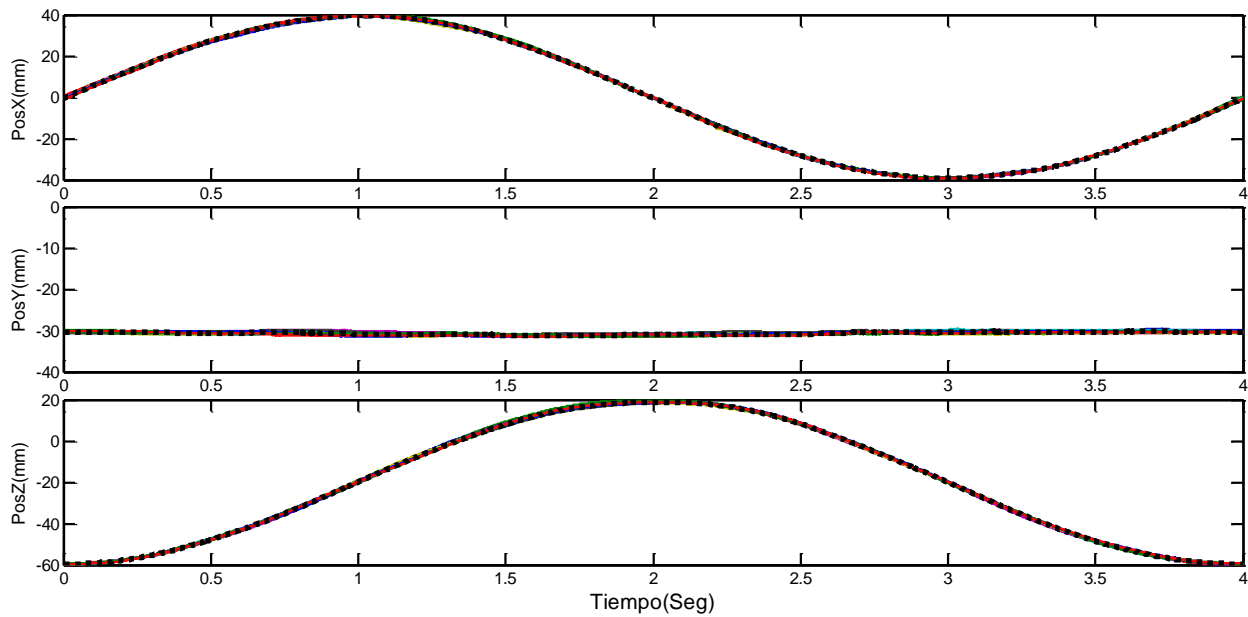


Figura 4.9. Lecturas de la posición en X, Y, Z, después de ser segmentadas, la línea negra muestra la media de los segmentos.

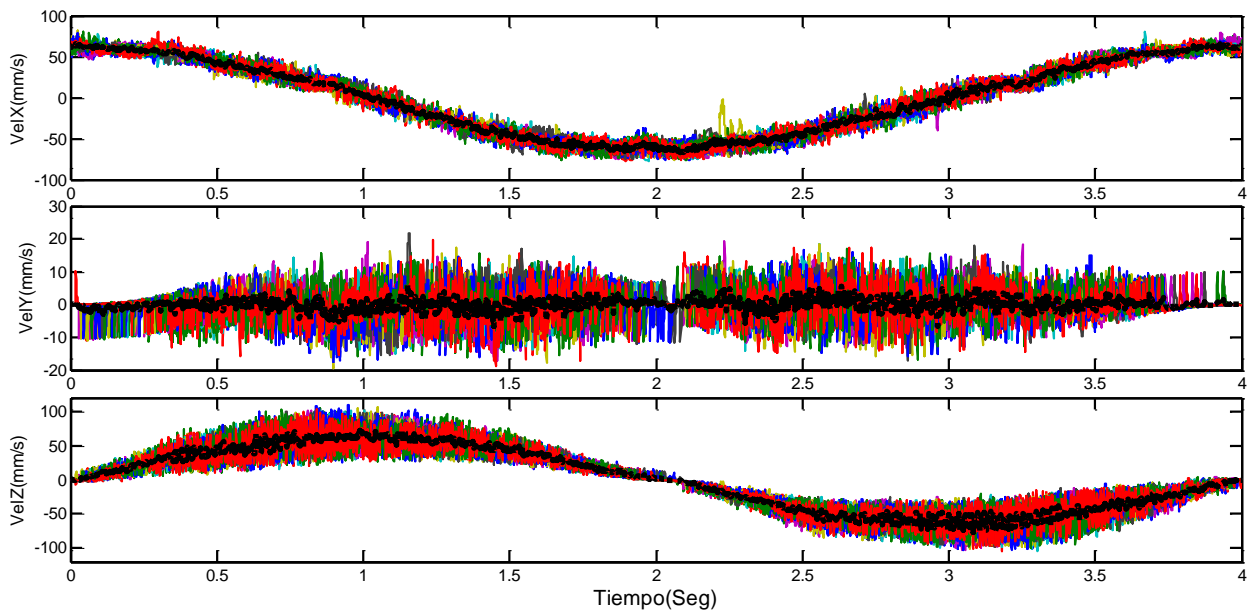


Figura 4.10. Lecturas de la velocidad en X, Y, Z, después de ser segmentadas, la línea negra muestra la media de los segmentos.

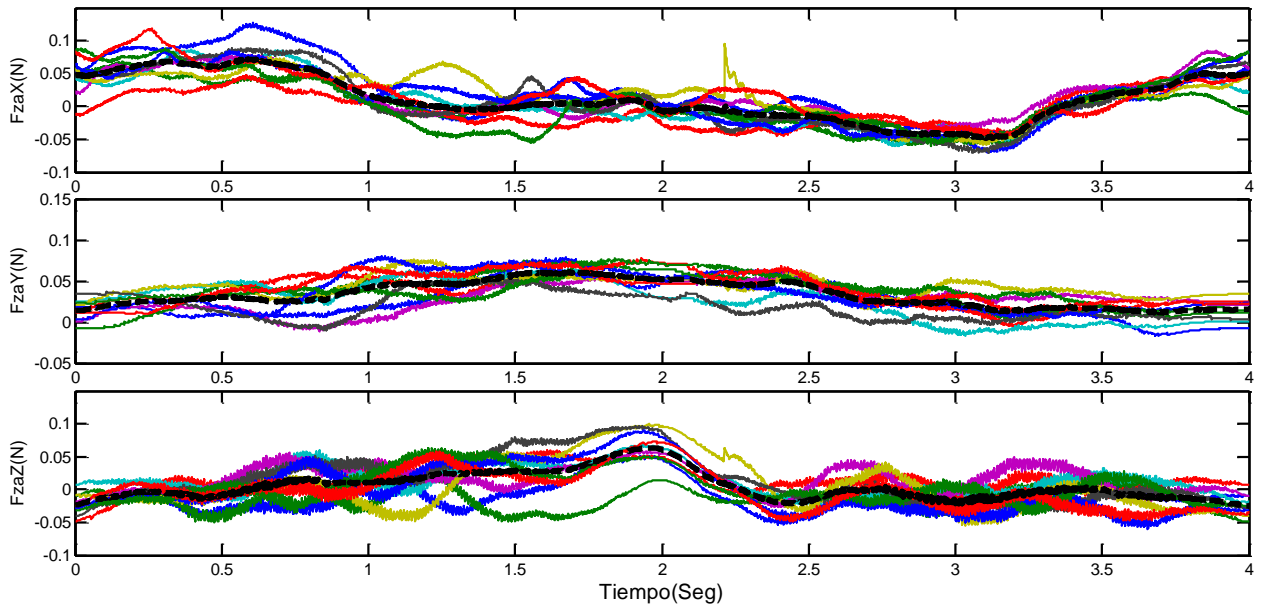


Figura 4.11. Lecturas de la fuerza en X, Y, Z, después de ser segmentadas, la línea negra muestra la media de los segmentos.

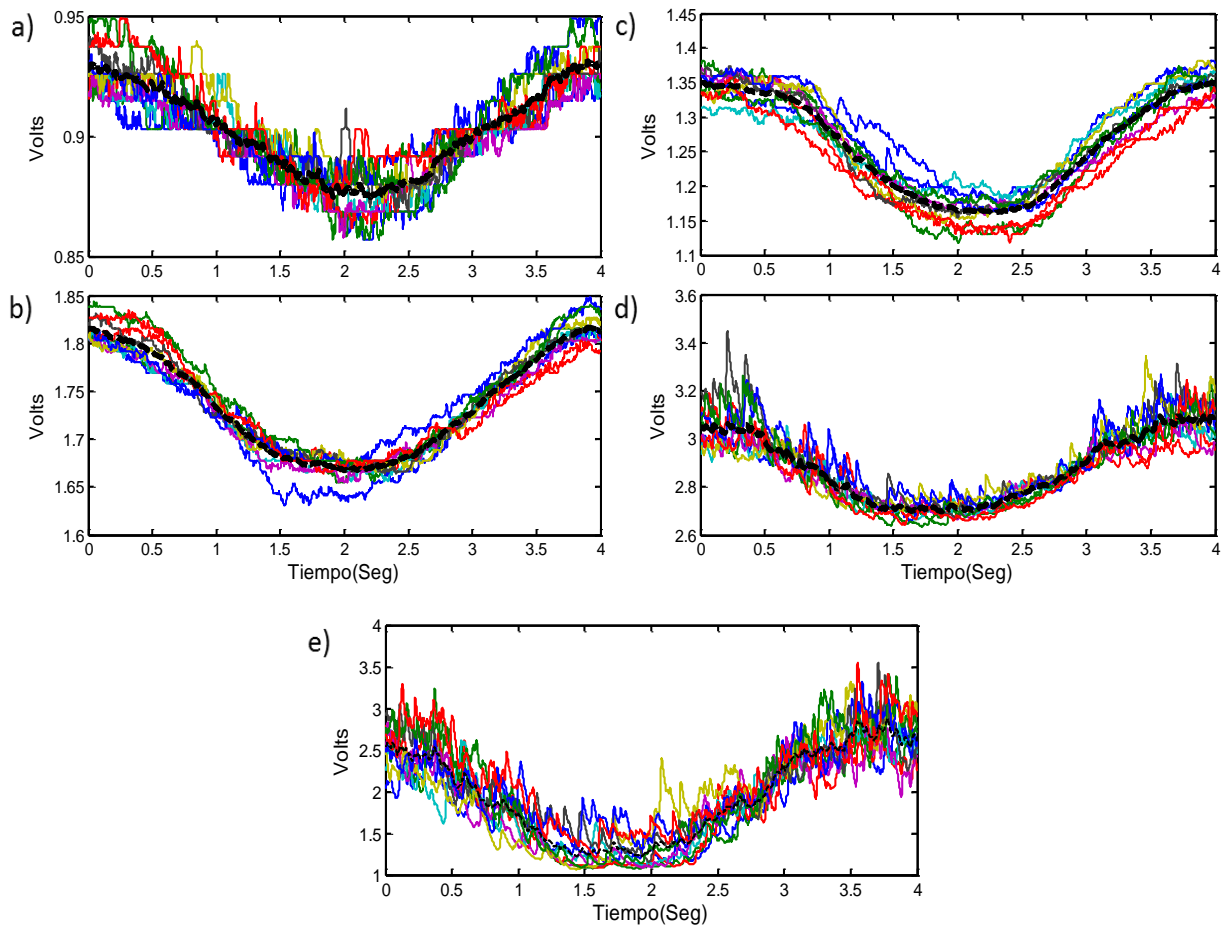


Figura 4.12. Señales sEMG después de ser segmentadas, la línea negra muestra la media de los segmentos .a) Bíceps, b) tríceps, c) deltoides posterior, d) deltoides medio y e) deltoides anterior.

4.5. Patrones de las variables de estado y de las señales sEMG

Se ha mencionado que el coeficiente de similitud, propuesto para determinar la cercanía de un conjunto de señales al estado normal, se calcula con base en las señales capturadas y sus patrones correspondientes. La diferencia en la captura de las variables de estado y las señales sEMG, nos obliga a obtener también los patrones de diferente manera.

En lo que respecta a las variables de estado, el patrón de posiciones representa la forma óptima que se puede obtener al momento de realizar las trayectorias. El patrón de las posiciones utilizado corresponde a los valores calculados por el programa para realizar la trayectoria, pues estas posiciones serían la que se espera que reproduzca el voluntario, estos valores se guardan en los vectores $\hat{\mathbf{p}}_{eje}$ correspondientes a cada una de las trayectorias, esto es, tenemos nueve vectores que contienen los patrones de posición. Para la línea horizontal, la vertical y el círculo, tenemos, respectivamente, los vectores

$$\hat{\mathbf{p}}_{hx}, \hat{\mathbf{p}}_{hy}, \hat{\mathbf{p}}_{hz}, \quad (4.21)$$

$$\hat{\mathbf{p}}_{vx}, \hat{\mathbf{p}}_{vy}, \hat{\mathbf{p}}_{vz}, \quad (4.22)$$

$$\hat{\mathbf{p}}_{cx}, \hat{\mathbf{p}}_{cy}, \hat{\mathbf{p}}_{cz}. \quad (4.23)$$

Estos vectores contienen los patrones de las posiciones en los tres ejes del plano cartesiano dentro del espacio de trabajo de la interfaz háptica utilizados para calcular el coeficiente de similitud en la trayectoria horizontal (*Figura 4.13a*), vertical (*Figura 4.13b*) y circular (*Figura 4.13c*).

A diferencia del patrón de posiciones que representan la trayectoria óptima, los patrones de las velocidades, de las fuerzas y de las señales sEMG, se obtuvieron a partir de las mediciones tomadas de diez voluntarios sanos, sin lesiones aparentes en el miembro superior que les impidieran tener movilidad. Los patrones de fuerza fueron calculados a partir de las matrices \mathbf{F}''_x , \mathbf{F}''_y y \mathbf{F}''_z , de todas las pruebas realizadas por cada uno de los voluntarios. Los vectores resultantes se denotan como $\mathbf{F}''_{x,j,k}$, $\mathbf{F}''_{y,j,k}$ y $\mathbf{F}''_{z,j,k}$, donde j representa el número asignado a cada voluntario y k representa el número de prueba de la que se está encontrando el patrón. A partir de

estas matrices, se procesan las señales para extraer sus características comunes. Para ello, se calcularon las medias de los segmentos correspondientes a la misma prueba de todos los voluntarios, lo que da como resultado los vectores que contienen los patrones de fuerza de las trayectorias de las líneas horizontal y vertical, y la circular, que se muestran respectivamente en la *Figura 4.14a, b y c*, y se denotan como

$$\begin{aligned}\hat{f}_{hx} &= \left[\frac{\sum F_{hx}^{1,1} F_{hx}^{1,2} + \dots + \sum F_{hx}^{10,1} F_{hx}^{10,2}}{200} \right], \\ \hat{f}_{hy} &= \left[\frac{\sum F_{hy}^{1,1} F_{hy}^{1,2} + \dots + \sum F_{hy}^{10,1} F_{hy}^{10,2}}{200} \right], \\ \hat{f}_{hz} &= \left[\frac{\sum F_{hz}^{1,1} F_{hz}^{1,2} + \dots + \sum F_{hz}^{10,1} F_{hz}^{10,2}}{200} \right],\end{aligned}\tag{4.24}$$

$$\begin{aligned}\hat{f}_{vx} &= \left[\frac{\sum F_{vx}^{1,1} F_{vx}^{1,2} + \dots + \sum F_{vx}^{10,1} F_{vx}^{10,2}}{200} \right], \\ \hat{f}_{vy} &= \left[\frac{\sum F_{vy}^{1,1} F_{vy}^{1,2} + \dots + \sum F_{vy}^{10,1} F_{vy}^{10,2}}{200} \right], \\ \hat{f}_{vz} &= \left[\frac{\sum F_{vz}^{1,1} F_{vz}^{1,2} + \dots + \sum F_{vz}^{10,1} F_{vz}^{10,2}}{200} \right],\end{aligned}\tag{4.25}$$

$$\begin{aligned}\hat{f}_{cx} &= \left[\frac{\sum F_{cy}^{1,1} F_{cy}^{1,2} + \dots + \sum F_{cy}^{10,1} F_{cy}^{10,2}}{200} \right], \\ \hat{f}_{cy} &= \left[\frac{\sum F_{cy}^{1,1} F_{cy}^{1,2} + \dots + \sum F_{cy}^{10,1} F_{cy}^{10,2}}{200} \right], \\ \hat{f}_{cz} &= \left[\frac{\sum F_{cz}^{1,1} F_{cz}^{1,2} + \dots + \sum F_{cz}^{10,1} F_{cz}^{10,2}}{200} \right].\end{aligned}\tag{4.26}$$

De la misma manera se encontraron los vectores que contienen los patrones de velocidad de la trayectoria horizontal (*Figura 4.15a*), vertical (*Figura 4.15b*) y la trayectoria circular (*Figura 4.15c*), los cuales están representados por

$$\begin{aligned}\hat{v}_{hx} &= \left[\frac{\sum V_{hx}^{1,1} V_{hx}^{1,2} + \dots + \sum V_{hx}^{10,1} V_{hx}^{10,2}}{200} \right], \\ \hat{v}_{hy} &= \left[\frac{\sum V_{hy}^{1,1} V_{hy}^{1,2} + \dots + \sum V_{hy}^{10,1} V_{hy}^{10,2}}{200} \right], \\ \hat{v}_{hz} &= \left[\frac{\sum V_{hz}^{1,1} V_{hz}^{1,2} + \dots + \sum V_{hz}^{10,1} V_{hz}^{10,2}}{200} \right],\end{aligned}\tag{4.27}$$

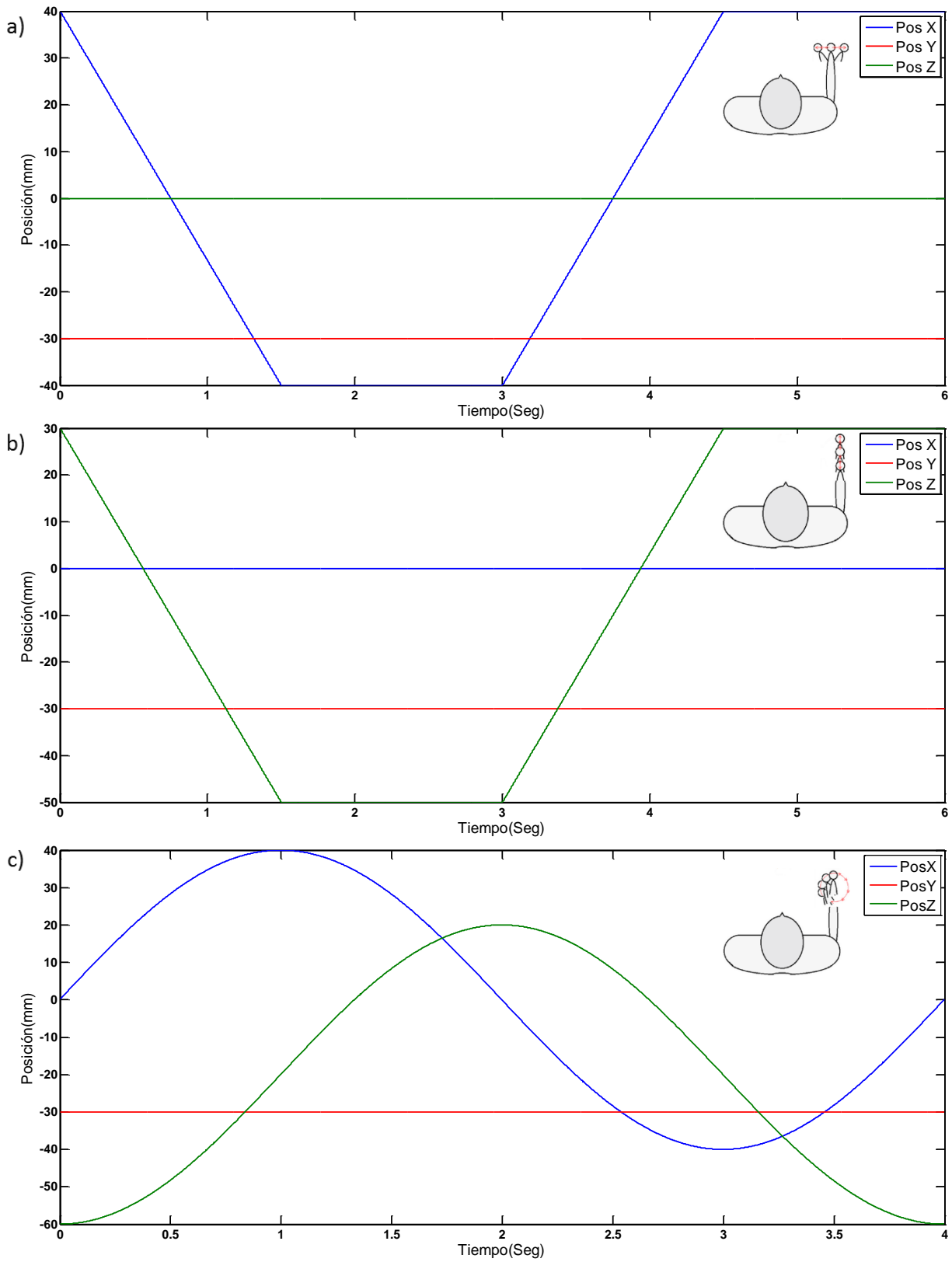


Figura 4.13. Patrón de posiciones para la trayectoria: a) horizontal, b) vertical, c) circular.

$$\begin{aligned}
\hat{v}_{vx} &= \left[\frac{\sum V_{vx}^{1,1} V_{vx}^{1,2} + \dots + \sum V_{vx}^{10,1} V_{vx}^{10,2}}{200} \right], \\
\hat{v}_{vy} &= \left[\frac{\sum V_{vy}^{1,1} V_{vy}^{1,2} + \dots + \sum V_{vy}^{10,1} V_{vy}^{10,2}}{200} \right], \\
\hat{v}_{vz} &= \left[\frac{\sum V_{vz}^{1,1} V_{vz}^{1,2} + \dots + \sum V_{vz}^{10,1} V_{vz}^{10,2}}{200} \right],
\end{aligned} \tag{4.28}$$

$$\begin{aligned}
\hat{v}_{cx} &= \left[\frac{\sum V_{cx}^{1,1} V_{cx}^{1,2} + \dots + \sum V_{cx}^{10,1} V_{cx}^{10,2}}{200} \right], \\
\hat{v}_{cy} &= \left[\frac{\sum V_{cy}^{1,1} V_{cy}^{1,2} + \dots + \sum V_{cy}^{10,1} V_{cy}^{10,2}}{200} \right], \\
\hat{v}_{cz} &= \left[\frac{\sum V_{cz}^{1,1} V_{cz}^{1,2} + \dots + \sum V_{cz}^{10,1} V_{cz}^{10,2}}{200} \right],
\end{aligned} \tag{4.29}$$

los cuales, junto con los vectores que contienen los patrones de posición y fuerza, son utilizados para calcular los coeficientes de similitud de las variables de estado.

Las señales sEMG siguieron el tratamiento descrito en la *Sección 4.3*, hasta obtener las matrices \mathbf{E}_b , \mathbf{E}_t , \mathbf{E}_{da} , \mathbf{E}_{dm} y \mathbf{E}_{dp} , para cada uno de los voluntarios, denotadas como $\mathbf{E}_b^{j,i}$, $\mathbf{E}_t^{j,i}$, $\mathbf{E}_{da}^{j,i}$, $\mathbf{E}_{dm}^{j,i}$ y $\mathbf{E}_{dp}^{j,i}$, las cuales contienen las señales segmentadas de cada uno de los voluntarios. Al igual que con las variables de estado, se encontraron las medias de cada uno de los músculos, con la diferencia de que fueron normalizadas debido a los diferentes niveles de voltaje y amplitud que presentan las señales sEMG. Los vectores resultantes representan el patrón de contracciones utilizado para la evaluación del paciente. Esto es,

$$\hat{e}_{hb} = Norm \left(\left[\frac{\sum \mathbf{E}_b^{1,1} \mathbf{E}_b^{1,2} + \dots + \sum \mathbf{E}_b^{10,1} \mathbf{E}_b^{10,2}}{200} \right] \right), \tag{4.30}$$

$$\hat{e}_{ht} = Norm \left(\left[\frac{\sum \mathbf{E}_t^{1,1} \mathbf{E}_t^{1,2} + \dots + \sum \mathbf{E}_t^{10,1} \mathbf{E}_t^{10,2}}{200} \right] \right), \tag{4.31}$$

$$\hat{e}_{hda} = Norm \left(\left[\frac{\sum \mathbf{E}_{da}^{1,1} \mathbf{E}_{da}^{1,2} + \dots + \sum \mathbf{E}_{da}^{10,1} \mathbf{E}_{da}^{10,2}}{200} \right] \right), \tag{4.32}$$

$$\hat{e}_{hdm} = Norm \left(\left[\frac{\sum \mathbf{E}_{dm}^{1,1} \mathbf{E}_{dm}^{1,2} + \dots + \sum \mathbf{E}_{dm}^{10,1} \mathbf{E}_{dm}^{10,2}}{200} \right] \right), \tag{4.33}$$

$$\hat{e}_{hdp} = Norm \left(\left[\frac{\sum \mathbf{E}_{dp}^{1,1} \mathbf{E}_{dp}^{1,2} + \dots + \sum \mathbf{E}_{dp}^{10,1} \mathbf{E}_{dp}^{10,2}}{200} \right] \right). \tag{4.34}$$

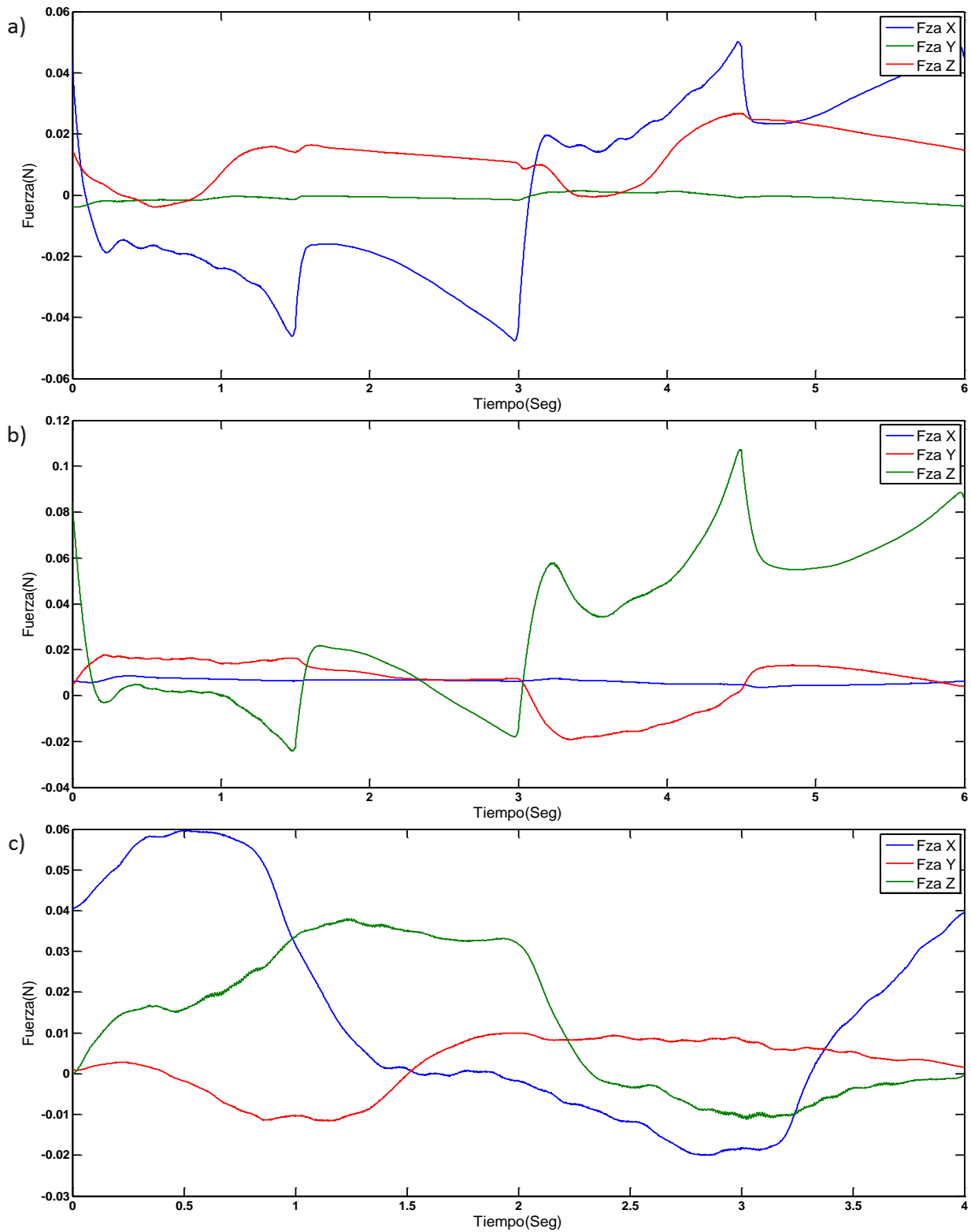


Figura 4.14. Patrón de fuerzas para la trayectoria: a) horizontal, b) vertical, c) circular.

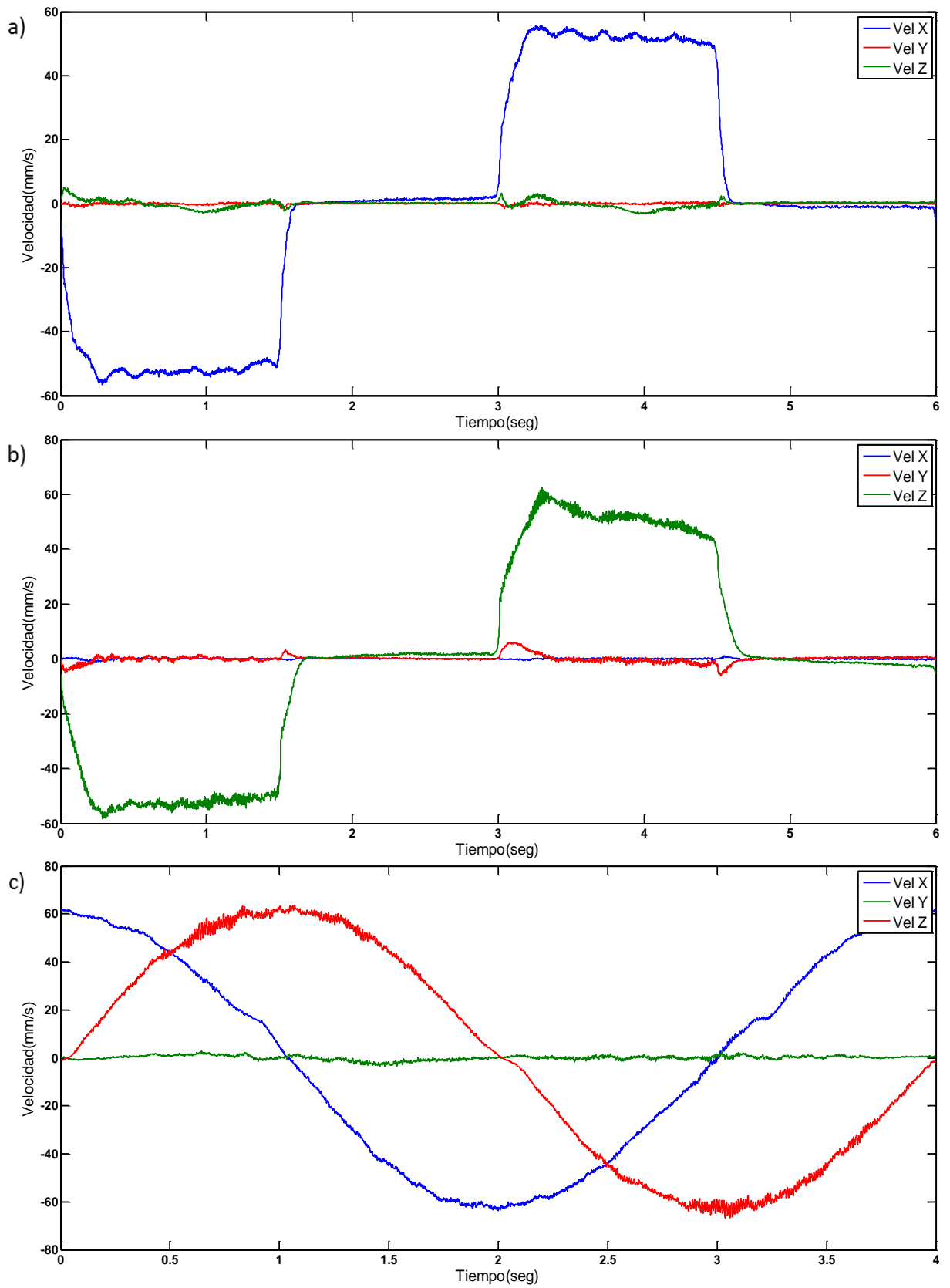


Figura 4.15. Patrón de velocidades para la trayectoria: a) horizontal, b) vertical, c) circular.

Estos coeficientes contienen los patrones de las contracciones de las pruebas 1 y 2 (*Figura 4.16a*), correspondientes a la trayectoria horizontal. Luego, para las pruebas 3 y 4 (*Figura 4.16b*), correspondientes a la trayectoria vertical, se encontraron los vectores

$$\hat{\mathbf{e}}_{vb} = Norm \left(\left[\frac{\sum E_b^{1,3} E_b^{1,4} + \dots + \sum E_b^{10,3} E_b^{10,4}}{200} \right] \right), \quad (4.35)$$

$$\hat{\mathbf{e}}_{vt} = Norm \left(\left[\frac{\sum E_t^{1,3} E_t^{1,4} + \dots + \sum E_t^{10,3} E_t^{10,4}}{200} \right] \right), \quad (4.36)$$

$$\hat{\mathbf{e}}_{vda} = Norm \left(\left[\frac{\sum E_{da}^{1,3} E_{da}^{1,4} + \dots + \sum E_{da}^{10,3} E_{da}^{10,4}}{200} \right] \right), \quad (4.37)$$

$$\hat{\mathbf{e}}_{vdm} = Norm \left(\left[\frac{\sum E_{dm}^{1,3} E_{dm}^{1,4} + \dots + \sum E_{dm}^{10,3} E_{dm}^{10,4}}{200} \right] \right), \quad (4.38)$$

$$\hat{\mathbf{e}}_{vdp} = Norm \left(\left[\frac{\sum E_{dp}^{1,3} E_{dp}^{1,4} + \dots + \sum E_{dp}^{10,3} E_{dp}^{10,4}}{200} \right] \right). \quad (4.39)$$

Y por último, se encontraron los vectores correspondientes a las pruebas 5 y 6 (*Figura 4.16c*), que almacenan los patrones de las contracciones generadas durante la trayectoria circular, denotados por

$$\hat{\mathbf{e}}_{cb} = Norm \left(\left[\frac{\sum E_b^{1,5} E_b^{1,6} + \dots + \sum E_b^{10,5} E_b^{10,6}}{200} \right] \right), \quad (4.40)$$

$$\hat{\mathbf{e}}_{ct} = Norm \left(\left[\frac{\sum E_t^{1,5} E_t^{1,6} + \dots + \sum E_t^{10,5} E_t^{10,6}}{200} \right] \right), \quad (4.41)$$

$$\hat{\mathbf{e}}_{cda} = Norm \left(\left[\frac{\sum E_{da}^{1,5} E_{da}^{1,6} + \dots + \sum E_{da}^{10,5} E_{da}^{10,6}}{200} \right] \right), \quad (4.42)$$

$$\hat{\mathbf{e}}_{cdm} = Norm \left(\left[\frac{\sum E_{dm}^{1,5} E_{dm}^{1,6} + \dots + \sum E_{dm}^{10,5} E_{dm}^{10,6}}{200} \right] \right), \quad (4.43)$$

$$\hat{e}_{cdp} = Norm \left(\left[\frac{\sum E_{dp}^{1,5} E_{dp}^{1,6} + \dots + \sum E_{dp}^{10,5} E_{dp}^{10,6}}{200} \right] \right). \quad (4.44)$$

En todos estos vectores, el *i*-ésimo elemento de cada vector, equivale a la media de los renglones *i* de las veinte matrices que contienen los datos de las trayectorias.

Después de haber desarrollado la plataforma y toda vez que hemos obtenido los patrones de las variables de estado y las señales sEMG, el siguiente paso es generar los coeficientes de similitud de los voluntarios sanos y discapacitados, para así corroborar que el coeficiente de similitud propuesto en el Capítulo 4, puede arrojar información útil para la evaluación de un paciente en rehabilitación.

4.6. Conclusión de capítulo

Parte fundamental de un estudio científico es el hecho de que las pruebas y condiciones en las que se realizan los experimentos sean reproducibles, y de esta manera poder afirmar que el resultado encontrado se repite cada vez que se cumplen las condiciones en las que ocurre un evento. En nuestro caso, las condiciones que deben de cumplirse determinan el éxito de la evaluación del paciente, pues de ello depende que las señales sean comparables contra sus patrones y, por lo tanto, que el coeficiente de similitud, sea confiable. Es por eso que se presenta la metodología donde se explica paso a paso el procedimiento a seguir para la generación de las señales (preparación del paciente, la realización de las trayectorias, el tratamiento de las señales) y su tratamiento, para permitir el cálculo del coeficiente de similitud, sin importar características particulares del voluntario. Ésta metodología está basada en las características de la plataforma que se desarrolló para la realización de este proyecto (su descripción detallada se presenta en el Capítulo 5). El conocer la descripción de la plataforma es de gran ayuda para comprender el procedimiento que aquí se describe.

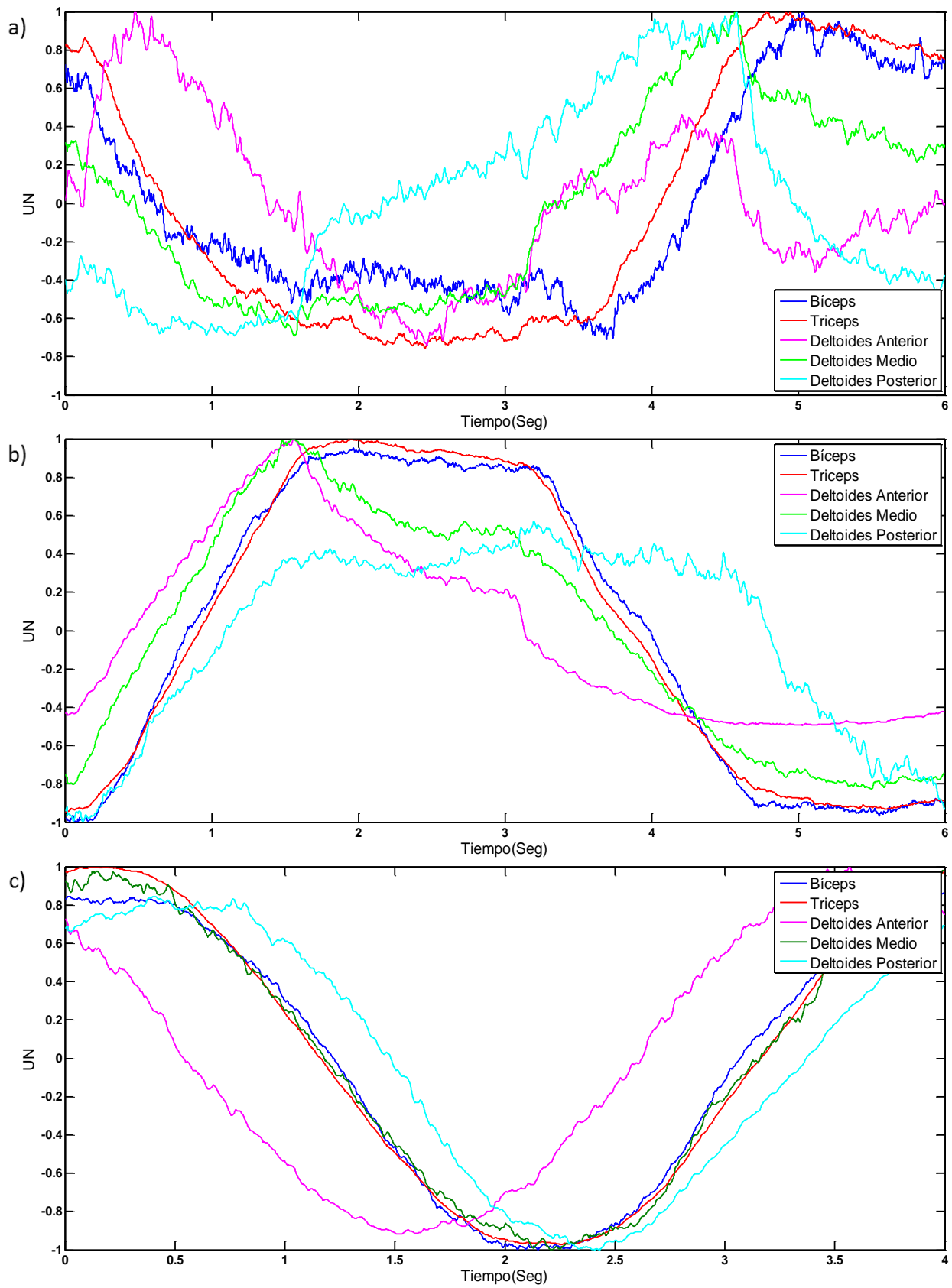


Figura 4.16. Patrón de contracciones para la trayectoria: a) horizontal, b) vertical, c) circular.

Los datos adquiridos fueron utilizados para obtener los patrones de las variables físicas y fisiológicas involucradas en nuestro estudio. Estos patrones se calculan tomando en cuenta todas las mediciones de los voluntarios sanos. De estas señales observamos que, al analizarlas estadísticamente, existen características comunes a todos ellos y que pueden ser comparadas por medio de un coeficiente. En una primera aproximación, basándonos en los coeficientes de correlación, encontramos la semejanza entre las señales de los voluntarios y los patrones proponiendo un coeficiente de similitud. Este coeficiente de similitud es utilizado para llevar a cabo la evaluación cuantitativa de las pruebas realizadas por los voluntarios sanos y los voluntarios discapacitados.

La metodología que se presenta en este capítulo nos permitió obtener las señales sEMG y las variables de estado, homogéneas, de un grupo de voluntarios sanos, de los cuales es posible extraer información general, que determina los patrones de una respuesta normal, utilizados para calcular los coeficientes de similitud, y que permiten determinar la distancia de la respuesta del paciente al estado normal, y así obtener una idea de su estado. Los resultados del procedimiento de evaluación se presentan en el siguiente capítulo.

Resultados experimentales

El análisis mostrado en capítulos anteriores nos permitió desarrollar un método para realizar una evaluación cuantitativa del estado de un paciente con respecto a la respuesta de personas sanas. En este capítulo presentamos los resultados obtenidos por medio de la evaluación del estado de voluntarios, tanto sanos como afectados por el daño causado por un evento vascular cerebral. Introduciendo primero, una descripción de la plataforma experimental desarrollada como parte de este trabajo de tesis. Esta plataforma, nos permite realizar la evaluación de los voluntarios por medio de la metodología experimental descrita en capítulos anteriores.

5.1. Plataforma experimental

Parte fundamental en el desarrollo de este trabajo son el diseño, la construcción y la implementación de la plataforma experimental (*Figura 5.1*). Esta plataforma es el resultado del análisis técnico, realizado para determinar el tipo de componentes y su integración a un sistema funcional para obtener información confiable y útil para la evaluación del paciente. La plataforma permite realizar simultáneamente las lecturas de las variables de estado y de las señales sEMG, y grabar esa información al tiempo que el voluntario recibe un entrenamiento propioceptivo como consecuencia de la asistencia háptica al momento de realizar las trayectorias.

La plataforma experimental desarrollada se compone de cuatro bloques principales, representados en la *Figura 5.2*, que intercambian información continuamente: un sistema de adquisición de señales sEMG que permite recopilar los datos de las variables fisiológicas, una interfaz háptica que proporciona guiado al momento de realizar las trayectorias y provee los

valores de las variables de estado, y una interfaz gráfica de usuario que permite observar las lecturas de las señales sEMG y las variables de estado en tiempo real. Estos bloques convergen en el software desarrollado especialmente para controlar el accionar de la plataforma.

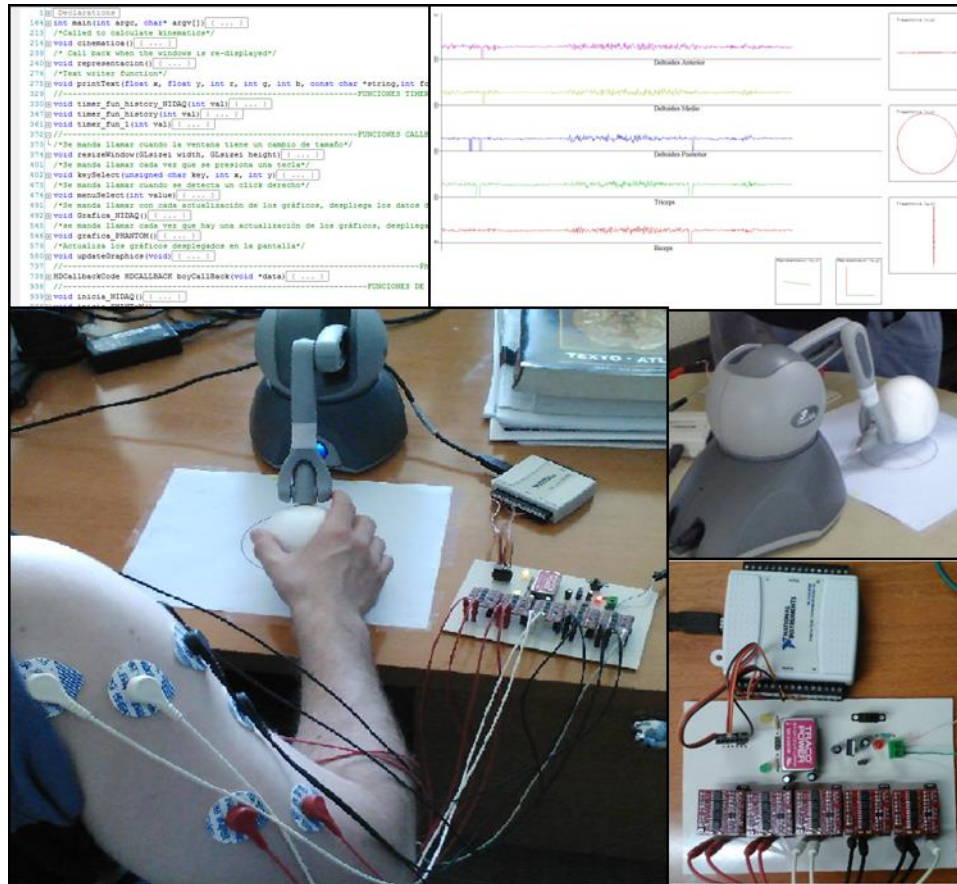


Figura 5.1. Plataforma experimental desarrollada como parte de este trabajo de tesis.

5.1.1. Captura y acondicionamiento de las señales sEMG

El bloque de captura y acondicionamiento de señales sEMG se desarrolló mediante la integración y diseño de herramientas que nos permitieran tener acceso a las señales eléctricas de los músculos y, al mismo tiempo, digitalizarlas, de modo que pudiéramos almacenarlas y hacer uso de ellas posteriormente.

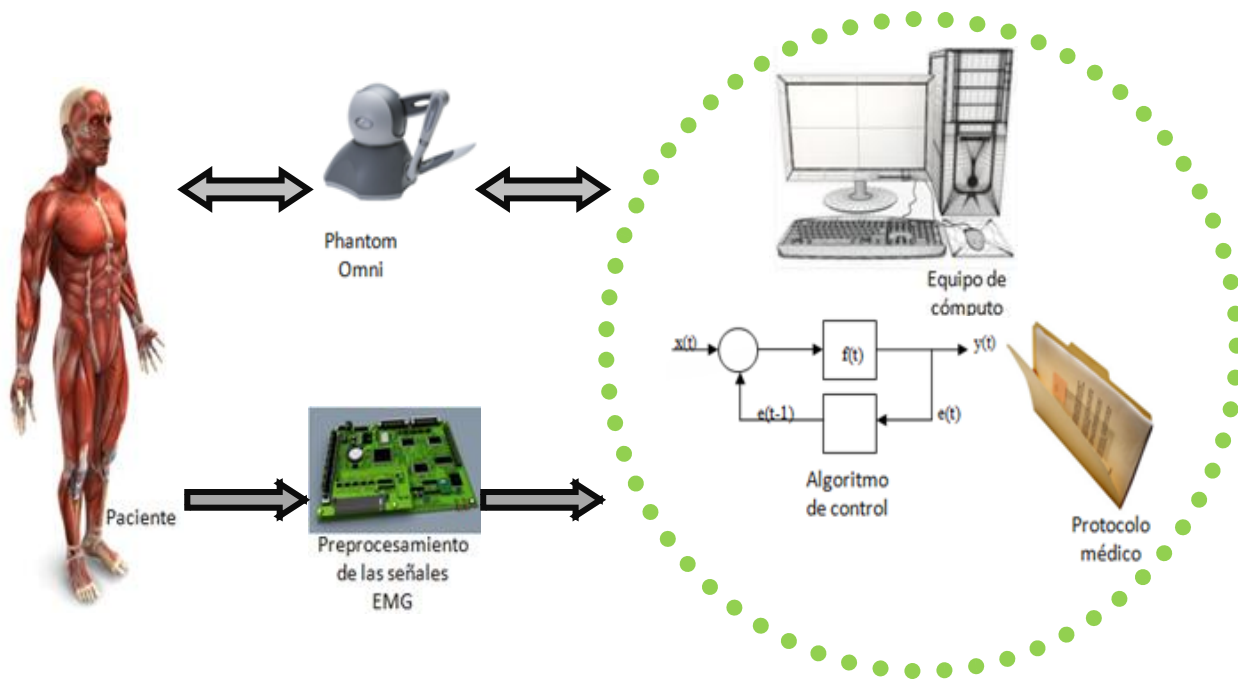


Figura 5.2. Diagrama de la plataforma experimental desarrollada para este trabajo de tesis.

Para capturar las señales sEMG directamente del paciente se utilizaron electrodos de plata-cloruro de plata de la marca Kendall[®], colocados de acuerdo a la metodología presentada en el Capítulo 4. Las señales de los electrodos son enviadas hacia el módulo de adquisición mediante cables de electrocardiografía con blindaje para transmitir señales de biológicas sin pérdida de información y con la menor cantidad de ruido posible.

El módulo de adquisición de las señales sEMG fue diseñado en cuatro secciones como se muestra en la Figura 5.4. La sección principal se compone de cinco sensores MuscleSensorV2 de la marca Advancer Technologies[®]. Estos sensores son capaces de acondicionar las señales sEMG, con las etapas de preamplificación, filtrado, amplificación, rectificación y suavizado de la señal. La señal de salida de estos sensores está pensada para ser utilizada en la detección de la activación muscular y ofrece la envolvente de la sEMG rectificada. Otra sección del módulo se encarga de aislarlo de ruidos de la línea eléctrica por medio de un convertidor DC-DC TracoTEN 8-2421 y reguladores de voltaje positivo (1m7805) y negativo (1m7905), los cuales alimentan a los sensores y aseguran que no haya variaciones en los valores de los voltajes de entrada. Las últimas dos secciones están conformadas por conectores, un grupo de once para los electrodos de entrada, de los cuales diez provienen de los músculos del miembro superior, y uno más que sirve como

referencia común y que está conectado al codo. Todos ellos con cubierta de plata para evitar voltajes por la unión de metales diferentes (*Figura 5.3*). El otro grupo consta de seis conectores, cinco que contienen las señales de salida de los MuscleSensorV2, y uno que sirve como tierra de referencia para los voltajes de salida.

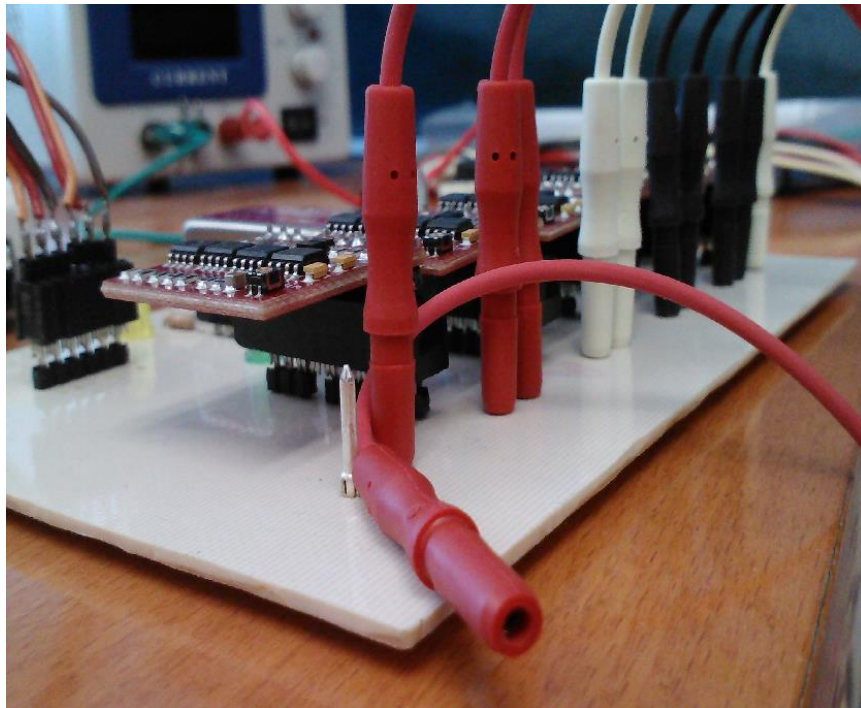


Figura 5.3. Conectores de plata para la captura de las señales sEMG.

Para la digitalización de las señales sEMG, las salidas del módulo de adquisición se conectan directamente a una tarjeta National Instruments® NIUSB6008, que tiene la capacidad de realizar 10000 muestras por segundo con una precisión de 14 bits, distribuidas en ocho canales analógicos de entrada. La información capturada se almacena en un *buffer* para ser enviada posteriormente hacia el equipo de cómputo mediante el protocolo de comunicación USB. En nuestro caso, se utilizaron cinco canales de entrada analógica que capturan las lecturas de las señales sEMG con una frecuencia de 1 KHz.

5.1.2. Interfaz háptica

La interfaz háptica de nuestra plataforma, es un robot Phantom Omni de SensAble®. Este dispositivo tiene la capacidad de retroalimentar al usuario de manera cinestésica aplicando fuerzas en reacción a las lecturas de los transductores tridimensionales ubicados en las articulaciones de la cadena cinemática. Estos transductores tienen la capacidad de generar voltajes que la plataforma transforma en los valores de las fuerzas aplicadas por el robot sobre el usuario. Además, cuenta con encoders digitales que, en conjunto, proporcionan la posición y orientación de todos los eslabones que componen al dispositivo.

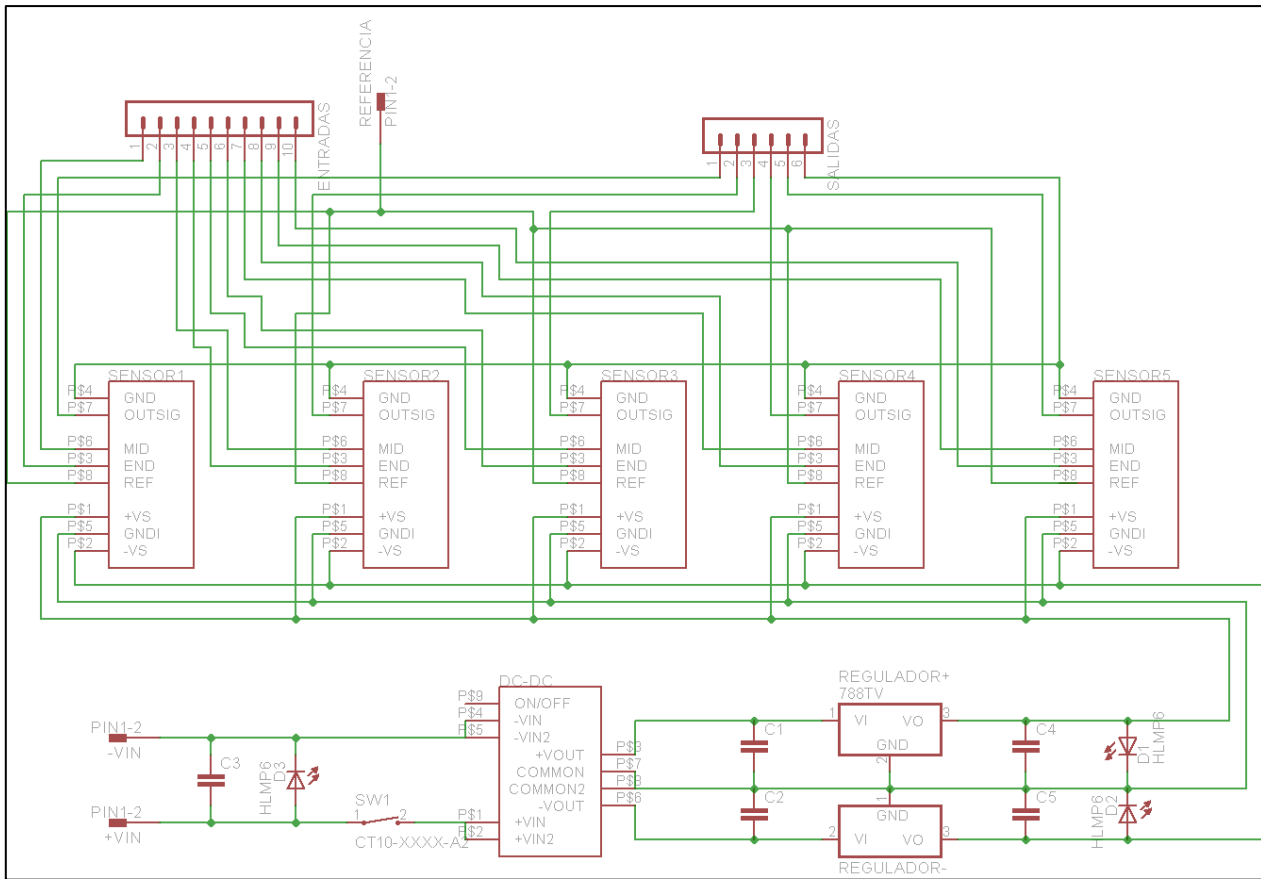


Figura 5.4. Diseño de la tarjeta de adquisición de señales sEMG.

La interfaz tiene la capacidad de generar un máximo de 3.3 N de fuerza en sus actuador final. Esto se aprovecha en la rehabilitación fina pues el bajo nivel de fuerza requiere de la

participación del paciente y evita que éste repose mientras la interfaz hace todo el trabajo. En nuestro caso, las características de la interfaz obligan al usuario a realizar el movimiento por sí solo, mientras que ella sólo ejerce los estímulos necesarios para que el usuario mueva la extremidad de su miembro superior a través de la trayectoria correcta. La comunicación bidireccional de éste dispositivo con el equipo de cómputo es analizada a fondo en el trabajo de *Turiján-Rivera*, donde también se describen los algoritmos de control y retroalimentación de la interfaz para el guiado háptico en la realización de trayectorias.

5.1.3. Interfaz gráfica

La información proveniente de la interfaz háptica, esto es, la medición de las variables de estado y del módulo de adquisición sEMG, es desplegada en tiempo real en una interfaz gráfica, lo que permite al terapeuta supervisar el desempeño del paciente durante la realización de la trayectoria. Ésta interfaz gráfica fue desarrollada en C++, utilizando las librerías de OpenGL.

Los gráficos desplegados en pantalla (*Figura 5.5*) están agrupados en tres secciones que proporcionan información útil para el análisis del desempeño del voluntario que esté realizando la trayectoria. La sección principal despliega los valores, en voltaje, de la actividad muscular. Esta sección se subdivide en cinco gráficas que muestran la actividad del bíceps (rojo), tríceps (verde), deltoides posterior (azul), deltoides medio (amarillo) y deltoides anterior (magenta). La información desplegada proviene directamente del módulo de adquisición sEMG. La segunda sección se encuentra en el lado derecho de la pantalla y consta de tres recuadros que muestran diferentes planos de la posición del efector final de la interfaz háptica (planos x - y , x - z , y y - z) que, en el sistema de coordenadas de la interfaz háptica, equivale a vistas de la trayectoria desde los planos frontal, superior y lateral. Por último, la tercera sección, ubicada en la parte inferior derecha de la pantalla, muestra una predicción de la ubicación de la cadena cinemática del miembro superior, realizada a partir de la solución de la cinemática inversa de la aproximación hombro-codo y asumiendo dimensiones de un voluntario de estatura media (*Sección 2.1.2*).

La animación de las gráficas se desarrolló aprovechando las instrucciones de la paquetería Glut y utilizando la técnica Swap Buffer. La frecuencia de refresco de las imágenes se estableció

en 60 Hz, para asegurar que el proceso de cálculo y llenado del *buffer* se completara a tiempo para el siguiente despliegue de información, y obtener una animación fluida.

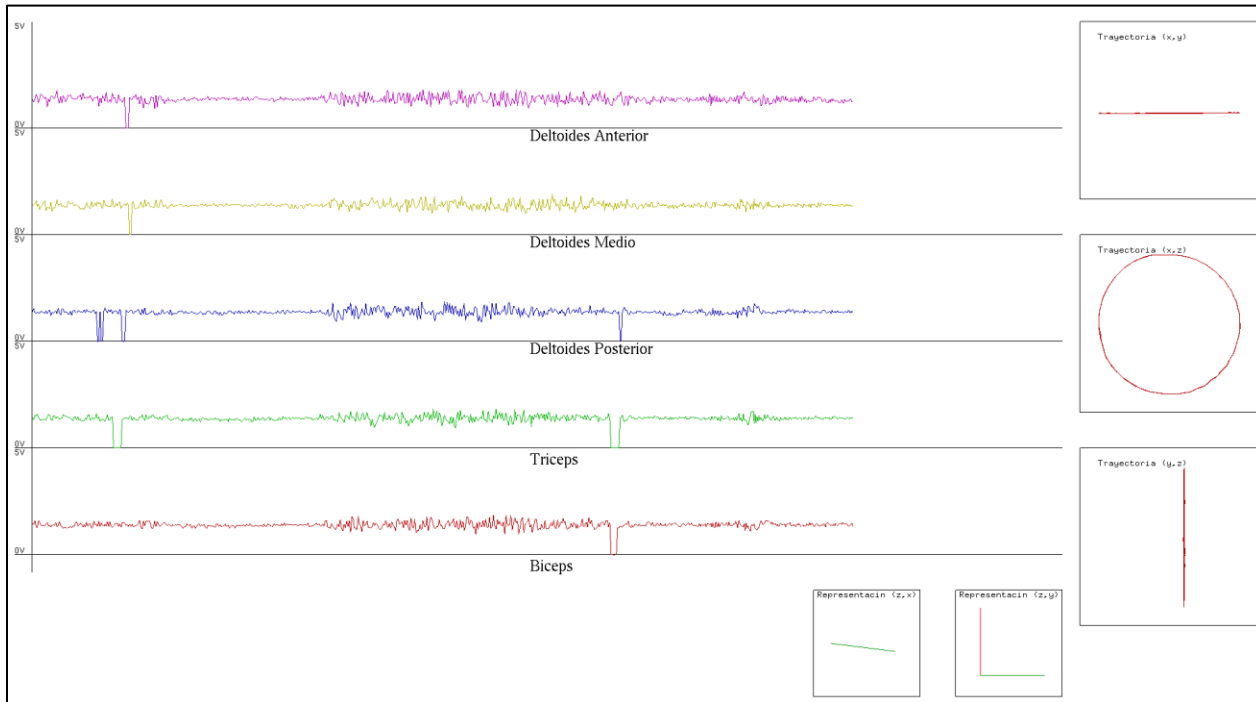


Figura 5.5. Apariencia de la interfaz gráfica de usuario de la plataforma experimental.

5.1.4. Programa de integración

Los datos capturados por la interfaz háptica y el módulo de adquisición sEMG, así como el despliegue de esa información en la interfaz gráfica, están mediados por el programa desarrollado especialmente para esta plataforma como parte de este trabajo de tesis. El programa fue desarrollado en C++, y está diseñado para cubrir las necesidades específicas de nuestra plataforma. Esto implicó uno de los más grandes retos en este trabajo, pues hubo que integrar bloques de hardware y software con diferentes requerimientos y asegurar, al mismo tiempo, que todos los procesos se corrieran en paralelo.

Los programas contenidos en el bloque de software son capaces de realizar el intercambio de información entre los bloques que componen la plataforma (módulo de adquisición sEMG, interfaz háptica e interfaz gráfica) en tiempo real. Su desarrollo se planeó de esta manera para

asegurar que las lecturas de las variables de estado y de las señales sEMG correspondieran al mismo instante de tiempo, además, para asegurar el despliegue de los datos en tiempo real. Esta característica de la plataforma implicó un problema debido a la diferencia entre el tiempo en el que se completa cada proceso, y a la diferencia de frecuencias entre la lectura de datos y su despliegue.

La programación de la comunicación con la interfaz háptica, desarrollada en el trabajo de *Turiján-Rivera*, completa el ciclo háptico a una velocidad de 1 KHz. Gracias a esto, el tacto de la persona no puede detectar la separación entre respuestas del dispositivo durante la tarea. Este bloque de programación incluye, además de la adquisición de datos, un algoritmo de control de fuerzas de tipo PD para el seguimiento de trayectorias, así como reglas en el trazo de las trayectorias basadas en protocolos médicos. Los datos adquiridos de la interfaz háptica son almacenados en un vector que posteriormente es enviado hacia el archivo en el que se almacenan todos los datos de la prueba. La lectura del *buffer* de la tarjeta de adquisición del bloque sEMG también se realiza con una frecuencia de 1 KHz para no perder datos de las señales electromiográficas. De igual manera que con la interfaz háptica, estos datos se mantienen temporalmente en un vector que posteriormente será almacenado en el archivo correspondiente a la prueba. Una vez que se tienen los vectores con los datos de las señales sEMG y las variables de estado, esa información es copiada a los vectores que se dibujan en el *buffer* de la interfaz gráfica para ser desplegados en la pantalla, este despliegue se realiza con una velocidad de 60 Hz, lo que permite que la persona que está mirando a la pantalla observe una animación fluida del despliegue de los datos. Los vectores que se llenan durante el ciclo háptico y durante la captura de las señales sEMG son enviados a un archivo de texto plano, donde se almacenan para ser tratados posteriormente. Esta escritura se realiza cada vez que se han terminado las capturas de la información proveniente de la interfaz háptica y el módulo sEMG. El problema de sincronización fue resuelto utilizando procesos paralelos, así, se evita la pérdida de información por parte de los procesos con frecuencia de 1 KHz y el despliegue de los datos sigue calculándose para completar el ciclo correspondiente a la frecuencia de 60 Hz (*Figura 5.6*).

5.2. Resultados obtenidos al aplicar el coeficiente de similitud

Los patrones generados en la sección anterior, nos permiten utilizar la ecuación propuesta para el cálculo del Coeficiente de Similitud presentada en el Capítulo 3, *Ecuación (3.5)*, con la que se realizó la evaluación de los voluntarios. Es importante mencionar que, a pesar de haber sido calculados, los patrones de las variables de estado del *eje* y no han sido considerados para el cálculo del coeficiente de similitud, pues, por la forma en que fueron diseñadas las trayectorias, los valores encontrados para los vectores correspondientes al *eje* y no muestran un patrón que determine las características comunes en los voluntarios, pues las variaciones en este eje representan el error generado al momento de trazar las trayectorias.

Los resultados experimentales se obtuvieron de una muestra de diez voluntarios sanos y dos pacientes en rehabilitación. Los voluntarios sanos, seis hombres y cuatro mujeres, fueron solicitados para realizar el protocolo experimental presentado en la *Sección 4.2*, y los voluntarios en rehabilitación, ambos con discapacidad en el hemisferio derecho como consecuencia de un evento cerebro vascular. En ambos casos, el evento causó afectación en el lóbulo izquierdo del cerebro pero con diferentes consecuencias.; el primero de ellos expresa la discapacidad mediante parálisis por espasticidad, mientras que el segundo presenta parálisis por flacidez. Ambos pacientes son atendidos en el Centro Regiomontano de Neurorehabilitación.

5.2.1. Resultados con voluntarios sanos

El cálculo del coeficiente de similitud, de los voluntarios sanos se basa en el cálculo de la correlación entre señales, sabiendo que el coeficiente de correlación depende directamente de la covarianza, y que no está definida para señales constantes debido a que la covarianza de X y Y , dos señales de igual longitud, y Y una señal constante, se anula, esto es,

$$Cov(X, Y) = 0, \tag{5.25}$$

así, encontramos que no nos es posible calcular el coeficiente de correlación de la posición en el *eje X* para la trayectoria de línea horizontal, por lo que para este caso se tomó en cuenta únicamente el valor del coeficiente en *Z*. De igual manera, para la línea vertical no fue posible calcular el coeficiente de correlación de la posición en el *eje Z*, por lo que únicamente se tomó únicamente el valor del coeficiente del *eje X*.

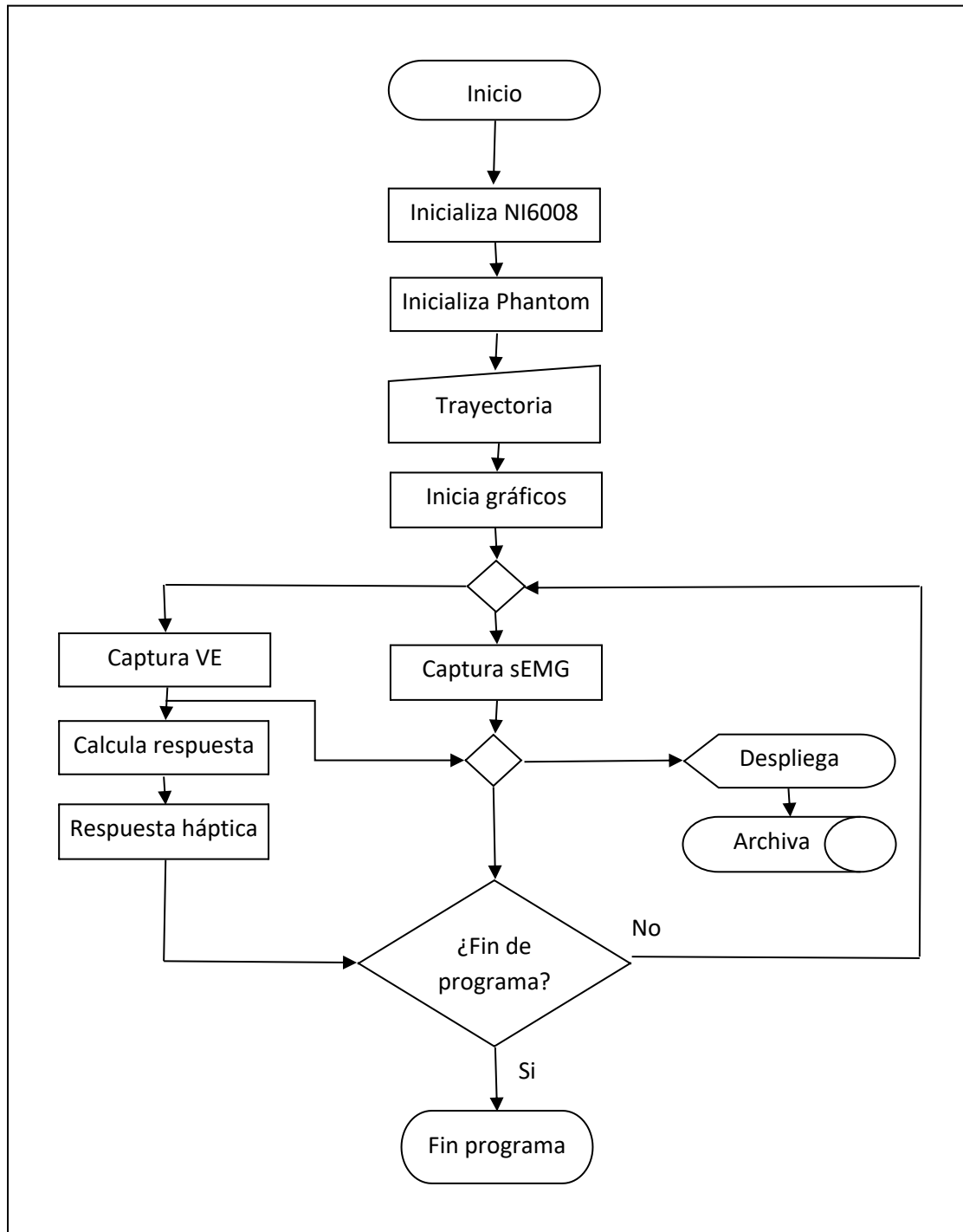


Figura 5.6. Diagrama de flujo del programa desarrollado para sincronizar la captura y el despliegue de las señales.

Se realizaron dos pruebas para cada trayectoria, los valores obtenidos se muestran en las siguientes tablas. Para la primera prueba de la trayectoria horizontal, obtuvimos los coeficientes mostrados en la *Tabla 5.1* y los resultados de la segunda prueba se muestran en la *Tabla 5.2*. Por recomendación de los terapeutas del Centro Regiomontano de Neurorehabilitación, se determinó que para valorar el Coeficiente de Similitud, se puede establecer un umbral de recuperación en 0.5. Por esta razón, los valores por debajo del umbral son marcados en color rojo. Como podemos observar en las tablas, a pesar de que algunos de los coeficientes de correlación de las variables de estado y las señales sEMG tienen valores por debajo del umbral, o incluso valores negativos, los valores del coeficiente se encuentran siempre por encima del umbral, lo que identificaría a estos voluntarios como sanos.



Figura 5.7. Experimentos realizados con voluntarios discapacitados en el Centro Regiomontano de Neurorehabilitación. En las fotografías se ilustra la colocación de los electrodos, postura del voluntario y el trazo de las trayectorias de prueba.

Los valores de los coeficientes de similitud de la línea horizontal son, en promedio, menores a los que presentan los de la línea vertical, esto se debe a que el movimiento de la persona incluye una rotación que tiene que compensarse con flexiones y extensiones del codo y hombro para mantener la mano moviéndose en línea recta. Ésta rotación es llevada a cabo principalmente por el pectoral mayor y el redondo mayor, dejando a los músculos de nuestro estudio en el papel de músculos sinérgicos, por lo que las contracciones que estamos viendo pertenecen al trabajo que se realiza para tratar de asegurar que el brazo se mantenga en la posición adecuada para seguir la trayectoria en línea recta.

Coeficiente de Correlación trayectoria horizontal - Prueba 1										
Voluntario Coeficiente	SSano1	SSano2	SSano3	SSano4	SSano5	SSano6	SSano7	SSano8	SSano9	SSano10
Posición X	0.9997	0.99954	0.99823	0.99812	0.99899	0.99984	0.99961	0.99759	0.99906	0.99748
Posición Z	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind
Velocidad X	0.99489	0.99771	0.99473	0.98931	0.9967	0.99763	0.99782	0.99318	0.99572	0.99122
Velocidad Z	0.78645	0.76763	0.72962	0.45906	0.73732	0.58595	0.76172	0.58523	0.79949	0.56669
Fuerza X	0.52972	0.89196	0.95472	0.71796	0.92531	0.95241	0.69974	0.96766	0.95149	-0.1273
Fuerza Z	0.92371	0.98335	0.96451	0.66179	0.93354	0.67473	0.88506	0.51325	0.94553	0.75179
Bíceps	0.83718	0.44612	0.53573	0.8776	-0.7242	0.92164	0.19706	0.75675	0.89673	0.90496
Tríceps	0.95731	0.97656	-0.5347	0.88117	0.98252	0.98805	-0.2912	0.91655	0.91686	0.94557
Deltoides Anterior	0.32712	0.27497	0.86246	-0.0328	0.24398	0.2086	0.5087	-0.2409	0.34795	0.62155
Deltoides Medio	0.96171	0.7265	0.94501	0.71957	0.86301	0.81864	0.70192	0.45841	0.17238	0.73192
Deltoides Posterior	0.43744	0.34689	0.80136	0.90094	0.25739	0.09186	0.54473	0.41576	-0.2052	0.9625
CS	0.76723	0.69886	0.67873	0.71984	0.55226	0.70425	0.54162	0.60423	0.62174	0.7819

Tabla 5.1. Coeficientes de correlación de las variables de estado y señales sEMG, y coeficiente de similitud calculados para la primera prueba de la trayectoria horizontal.

De igual manera, en las Tablas 5.3 y 5.4 se muestran los valores de los coeficientes, resultado de las pruebas en las que se realizó la línea vertical. La trayectoria vertical está establecida a lo largo del eje z del espacio de trabajo de la interfaz háptica, debido a esto, los valores correspondientes a este eje son mayores a los obtenidos para el eje x, esto mismo se puede observar en las tablas correspondientes a la trayectoria horizontal, solo que en ese caso, el eje que presenta los valores más altos es el eje x. Esto se debe a que las variaciones, en el eje ajeno al que la trayectoria está trazada, corresponden al error promediado que hay al momento de realizar la trayectoria, lo cual no se puede asegurar que ocurra de la misma manera en todos los voluntarios.

Coeficiente de Correlación trayectoria horizontal - Prueba 2										
Voluntario Coeficiente	SSano1	SSano2	SSano3	SSano4	SSano5	SSano6	SSano7	SSano8	SSano9	SSano10
Posición X	0.99917	0.99976	0.99784	0.99948	0.99935	0.99989	0.9999	0.99816	0.99944	0.99844
Posición Z	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind
Velocidad X	0.99325	0.99724	0.99322	0.99439	0.99643	0.99717	0.99758	0.99479	0.99588	0.99287
Velocidad Z	0.71004	0.72804	0.6751	0.65843	0.80267	0.58574	0.67051	0.56802	0.73332	0.63344
Fuerza X	0.80472	0.84466	0.95833	0.93669	0.92334	0.8234	-0.3505	0.97138	0.93886	-0.2896
Fuerza Z	0.86347	0.84083	0.96119	0.90244	0.98577	0.59503	0.79296	0.46233	0.75808	0.78833
Bíceps	0.89533	-0.1761	0.49325	0.71996	-0.6423	0.84756	0.58779	0.89886	0.44574	0.90496
Tríceps	0.82705	0.7295	-0.7563	0.90417	0.96385	0.94815	0.41521	0.87835	0.98873	0.95837
Deltoides Anterior	0.21092	0.21092	0.61716	0.27141	0.36632	0.27011	0.57169	0.52063	0.35788	0.73168
Deltoides Medio	0.91478	0.71246	0.83949	0.37529	0.87804	0.91307	0.20013	0.22365	0.57324	0.74008
Deltoides Posterior	0.47623	0.05859	0.81184	0.88403	0.71109	-0.0118	0.83033	0.7737	0.09791	0.94105
CS	0.75115	0.53006	0.59965	0.73754	0.6413	0.68346	0.58254	0.72395	0.647	0.79214

Tabla 5.2. Coeficientes de correlación de las variables de estado y señales sEMG, y coeficiente de similitud calculados para la segunda prueba de la trayectoria horizontal.

Por último, las Tablas 5.5 y 5.6 muestran los valores de los coeficientes de correlación correspondientes a las pruebas en las que se realizó la trayectoria circular. Los valores del coeficiente *CS* encontrados para esta trayectoria son, en promedio, los valores más altos de todas las trayectorias, esto, a pesar de que es la trayectoria que exige el más alto grado de coordinación dentro de las trayectorias de este estudio. El hecho de que la trayectoria circular se mueva en el plano denotado por los ejes *x* y *z*, permite que los valores de los patrones encontrados para las variables de estado correspondan precisamente a la trayectoria y no al error que hay en su trazo. La actividad muscular corresponde a los movimientos combinados en los que los músculos que estamos midiendo actúan como principales y no como sinérgicos, como en el caso de la trayectoria horizontal, lo que también propicia que haya una menor cantidad de valores por debajo del umbral establecido.

Las diferencias en las actividades propias de cada voluntario se ven reflejadas en características fisiológicas registradas a través de las señales sEMG. Gracias a que nuestra plataforma actúa para mediar la velocidad del movimiento, estas diferencias se ven expresadas principalmente en la amplitud de las señales. Sin embargo, la normalización de las señales nos permite estandarizar los valores encontrados y enfocarnos solamente al estudio de la actividad muscular. Gracias a estas diferencias, tuvimos la oportunidad de analizar la actividad muscular de un voluntario con entrenamiento musical, el cual presentó señales con un alto grado de

uniformidad (*Figura 5.8a*), así como también tuvimos la oportunidad de analizar a un voluntario capaz de contraer, a voluntad, todo el grupo muscular que se está midiendo (*Figura 5.8b*). Además de estas características fisiológicas que se pueden observar mediante las señales sEMG, también fuimos capaces de encontrar características provenientes de la personalidad de cada paciente, en estudios anteriores. Se ha encontrado que la disposición del paciente para trabajar en una rehabilitación asistida por un dispositivo robótico, tiene impacto directo en la calidad de la recuperación del paciente (Riener et al., 2005). En nuestro caso, si observamos detenidamente los valores de los coeficientes del sujeto SSano10, nos daremos cuenta que todos los valores de los coeficientes correspondientes a la fuerza se encuentran por debajo del umbral. Durante la prueba se observó que éste voluntario no aceptaba por completo el guiado háptico y estuvo intentando jalar o empujar el efector final al momento de realizar las trayectorias, esto se puede observar en la *Figura 5.9a*, donde se compara la posición deseada contra la posición real del voluntario. Observando a detalle se puede apreciar cómo el voluntario intenta llevar a la interfaz háptica más allá de la trayectoria programada, para luego intentar hacer la trayectoria en sentido contrario antes de que la interfaz comience a moverse. Esta diferencia en las posiciones se ver reflejada en las lecturas de fuerza, pues la interfaz intenta corregir la trayectoria aplicando fuerza sobre el voluntario, por lo que las fuerzas registradas se alejan del patrón encontrado (*Figura 5.9b*).

Coeficiente de Correlación trayectoria vertical - Prueba 1										
Voluntario / Coeficiente	SSano1	SSano2	SSano3	SSano4	SSano5	SSano6	SSano7	SSano8	SSano9	SSano10
Posición X	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind
Posición Z	0.9996	0.99968	0.98968	0.99794	0.99882	0.99963	0.99972	0.99793	0.9986	0.99804
Velocidad X	0.62358	0.34823	-0.1917	0.39633	0.50251	0.53136	0.56896	-0.0865	0.33282	0.22914
Velocidad Z	0.99133	0.99415	0.96249	0.98715	0.99387	0.99293	0.99366	0.99246	0.99468	0.99013
Fuerza X	0.69833	0.85736	0.75034	0.85991	0.80278	0.24333	0.88442	0.68771	0.16403	-0.4954
Fuerza Z	0.23341	0.39258	0.92477	0.6029	0.94416	0.79468	0.34281	0.95152	0.93631	0.16095
Bíceps	0.85258	0.12363	0.90455	0.95777	0.99145	0.99681	0.83978	0.48069	0.97331	0.99486
Tríceps	0.99227	0.9854	0.99301	0.96379	0.99559	0.98753	0.97688	0.9402	0.99602	0.80082
Deltoides Anterior	0.98623	0.88289	0.98566	0.7038	0.94529	0.97119	0.96645	0.95654	0.87411	0.92324
Deltoides Medio	0.96828	0.88373	0.92397	0.96058	0.95839	0.95766	0.97855	0.9427	0.95827	0.57398
Deltoides Posterior	0.66125	0.79545	-0.0006	0.15734	0.77046	0.71591	0.8181	0.77493	-0.0428	0.78306
CS	0.84169	0.74587	0.7524	0.77055	0.91021	0.86374	0.8718	0.7957	0.74643	0.68955

Tabla 5.3. Coeficientes de correlación de las variables de estado y señales sEMG, y coeficiente de similitud calculados para la primera prueba de la trayectoria vertical.

Coeficiente de Correlación trayectoria vertical - Prueba 2										
Voluntario Coeficiente	SSano1	SSano2	SSano3	SSano4	SSano5	SSano6	SSano7	SSano8	SSano9	SSano10
Posición X	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind	Ind
Posición Z	0.99949	0.99961	0.99651	0.99865	0.9992	0.99974	0.99976	0.99798	0.99965	0.99939
Velocidad X	0.51756	0.38851	-0.0032	0.23304	0.44423	0.40403	0.55286	-0.0367	0.07733	0.3054
Velocidad Z	0.99294	0.99447	0.9872	0.98759	0.99298	0.99175	0.98725	0.98917	0.98947	0.993
Fuerza X	0.48382	0.86827	0.71717	0.73356	0.85613	0.49547	0.82875	0.56069	0.86799	-0.551
Fuerza Z	0.44705	0.51251	0.93652	0.77433	0.88419	0.77716	0.64275	0.94984	0.84156	0.23448
Bíceps	0.95562	0.97889	0.91552	0.91172	0.98005	0.98922	0.89764	0.91127	0.97374	0.99486
Tríceps	0.99504	0.90035	0.99366	0.9701	0.99241	0.98712	0.98211	0.92915	0.9846	0.9869
Deltoides Anterior	0.97633	-0.187	0.9903	0.06399	0.89159	0.95004	0.90106	0.71307	0.81149	0.9495
Deltoides Medio	0.90881	0.92326	0.97114	0.95292	0.98176	0.90874	0.98568	0.92454	0.951	0.74855
Deltoides Posterior	0.64497	0.71245	0.38162	-0.0428	0.67655	0.69008	-0.3073	0.81997	-0.1674	0.62828
CS	0.83762	0.71368	0.82095	0.65236	0.88879	0.85739	0.7456	0.81594	0.74265	0.7248

Tabla 5.4. Coeficientes de correlación de las variables de estado y señales sEMG, y coeficiente de similitud calculados para la segunda prueba de la trayectoria vertical.

Coeficiente de Correlación trayectoria circular - Prueba 1										
Voluntario Coeficiente	SSano1	SSano2	SSano3	SSano4	SSano5	SSano6	SSano7	SSano8	SSano9	SSano10
Posición X	0.99805	0.99967	0.99796	0.99852	0.99984	0.9999	0.99947	0.9989	0.99991	0.99962
Posición Z	0.99966	0.99996	0.99924	0.99896	0.99989	0.99995	0.99995	0.99904	0.99991	0.99981
Velocidad X	0.99744	0.9987	0.99652	0.99759	0.99866	0.99857	0.99843	0.99705	0.99797	0.99733
Velocidad Z	0.99503	0.99634	0.99206	0.99452	0.99415	0.99587	0.99634	0.99584	0.99333	0.995
Fuerza X	0.94404	0.99056	0.97908	0.60582	0.97955	0.97832	0.94761	0.95688	0.92982	0.40936
Fuerza Z	0.68377	0.85338	0.9247	0.9262	0.94196	0.9144	0.93329	0.9523	0.59995	0.20878
Bíceps	0.91928	0.62361	0.93247	0.82794	0.97197	0.99226	0.90675	0.89915	0.93403	0.97139
Tríceps	0.98568	0.96096	0.98032	0.98818	0.99063	0.98856	0.95149	0.97474	0.94428	0.52276
Deltoides Anterior	0.92158	-0.0528	0.83406	0.8198	0.75729	0.96621	0.27733	0.94321	0.60405	0.97686
Deltoides Medio	0.9525	0.56344	0.94619	0.96865	0.9841	0.79062	0.96775	0.97082	0.91693	0.94518
Deltoides Posterior	0.83157	0.71659	0.90619	0.34264	0.92951	0.81539	0.70624	0.89763	0.24632	0.78235
CS	0.92745	0.71639	0.943	0.8385	0.94882	0.93707	0.84339	0.95444	0.80076	0.81294

Tabla 5.5. Coeficientes de correlación de las variables de estado y señales sEMG, y coeficiente de similitud calculados para la primera prueba de la trayectoria circular.

Coeficiente de Correlación trayectoria circular - Prueba 2										
Voluntario Coeficiente	SSano1	SSano2	SSano3	SSano4	SSano5	SSano6	SSano7	SSano8	SSano9	SSano10
Posición X	0.99952	0.99982	0.99629	0.99972	0.99983	0.99991	0.99988	0.99939	0.99983	0.99962
Posición Z	0.9999	0.99991	0.99743	0.99991	0.99984	0.99995	0.99984	0.9996	0.99979	0.99973
Velocidad X	0.99809	0.9985	0.99491	0.99824	0.99823	0.99873	0.99831	0.9981	0.99835	0.99767
Velocidad Z	0.99349	0.99614	0.99445	0.99542	0.99609	0.99552	0.99444	0.99393	0.99509	0.99392
Fuerza X	0.93548	0.96327	0.94518	0.62444	0.98098	0.96673	0.77136	0.96613	0.97495	0.38696
Fuerza Z	0.1374	0.36119	0.93185	0.75483	0.95907	0.78153	-0.3658	0.89469	0.18424	0.11323
Bíceps	0.89167	0.95631	0.93051	0.93115	0.97099	0.98386	0.93072	0.30528	0.94171	0.87677
Tríceps	0.96265	0.93296	0.99363	0.96614	0.9833	0.97039	0.97481	0.9444	0.78124	0.76373
Deltoides Anterior	0.96616	0.73331	0.97075	0.83604	0.70981	0.96258	0.14254	0.85659	0.40929	0.98474
Deltoides Medio	0.96893	0.89733	0.94908	0.91866	0.92125	0.88146	0.90046	0.94779	0.93746	0.79922
Deltoides Posterior	0.87124	0.70745	0.7459	0.36331	0.92378	0.89891	0.92473	0.8727	0.01676	0.91973
CS	0.89907	0.86085	0.93999	0.8377	0.93452	0.94605	0.75904	0.85659	0.70782	0.82372

Tabla 5.6. Coeficientes de correlación de las variables de estado y señales sEMG, y coeficiente de similitud calculados para la segunda prueba de la trayectoria circular.

Se puede obtener una conclusión acerca del umbral de recuperación establecido y la factibilidad de utilizar el Coeficiente de Similitud como herramienta en la evaluación cuantitativa de los pacientes en rehabilitación, para ello, debemos primero calcular los coeficientes que corresponden a los voluntarios discapacitados y poder así hacer una comparación.

5.2.2. Resultados con voluntarios discapacitados

Debido al grado de discapacidad de los voluntarios, hubo que establecer algunos cambios en el protocolo experimental en lo que respecta al número de pruebas realizadas. Esto es, los voluntarios discapacitados solamente realizaron una prueba para cada una de las trayectorias que implicaban asistencia por parte del dispositivo háptico. Además, estos voluntarios requirieron de asistencia adicional por parte del terapeuta para poder realizar las trayectorias. El voluntario discapacitado tomaba el dispositivo háptico y se ubicaba de acuerdo al protocolo experimental, mientras que el terapeuta le tomaba la mano y el codo para asistirlo durante las pruebas. En la *Tabla 5.7* se pueden apreciar los resultados de las pruebas realizadas con voluntarios discapacitados, en ella, se observa que ningún valor de los coeficientes de similitud calculados

para los voluntarios discapacitados, se encuentra por encima del umbral establecido para la evaluación de los voluntarios.

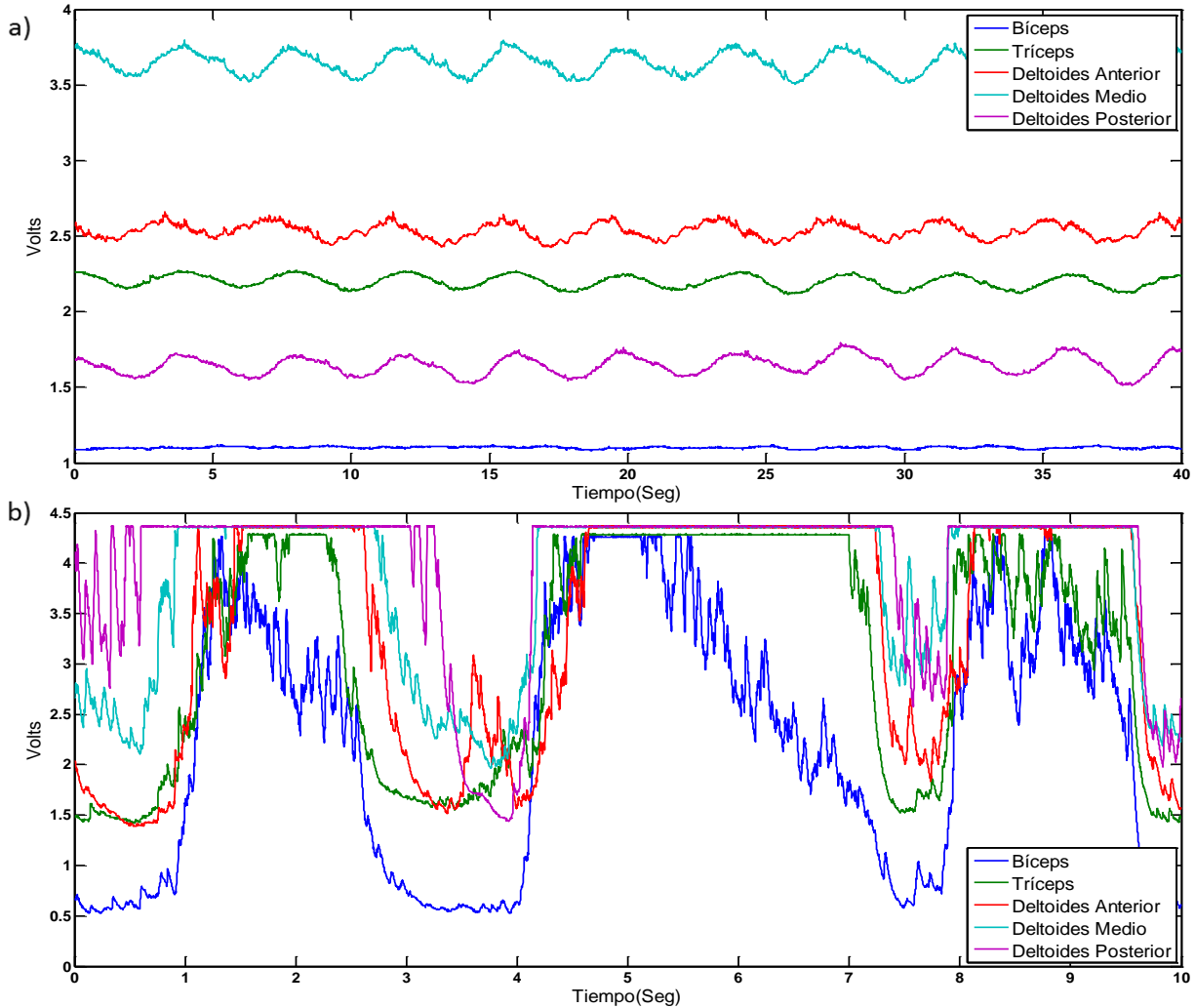


Figura 5.8. a) Señales sEMG adquiridas de un voluntario con entrenamiento musical, donde se muestra la actividad muscular más uniforme encontrada en los voluntarios sanos. b) Señales sEMG con saturación de los amplificadores a voluntad del sujeto de prueba.

Los coeficientes, presentados en la *Tabla 5.7*, con valor por encima del umbral, se obtuvieron gracias a la asistencia del terapeuta, pues las contracciones musculares generadas por los voluntarios discapacitados (*Figura 5.9*) no tienen la coordinación suficiente para lograr generar un movimiento que requiera el nivel de precisión de las trayectorias de prueba. La comparación realizada entre los resultados obtenidos de los voluntarios discapacitados y los voluntarios sanos,

nos ayuda a apreciar de mejor manera la aplicación del coeficiente de similitud a la evaluación de los pacientes en rehabilitación.

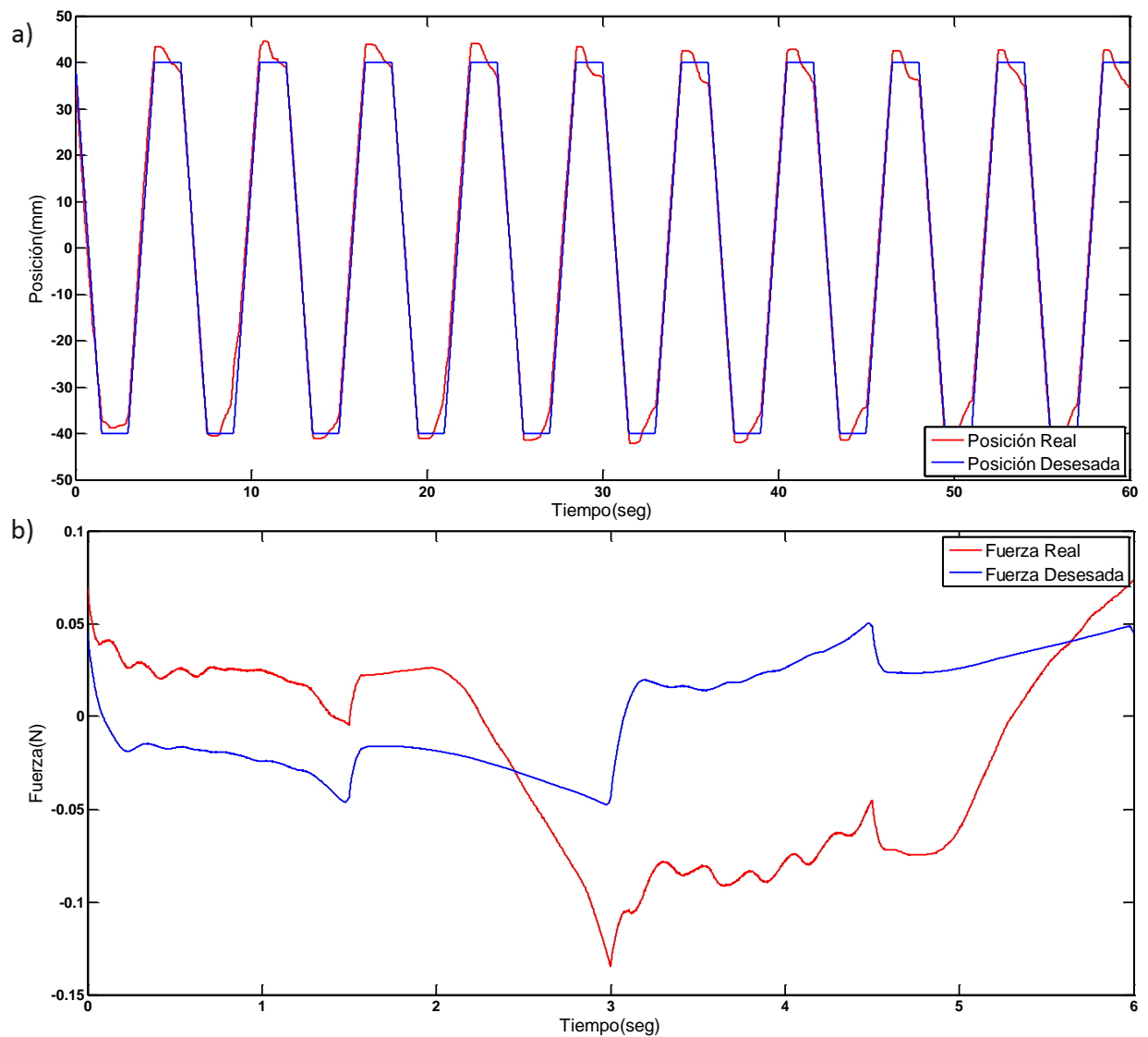


Figura 5.9. a) Comparación de posiciones de la trayectoria horizontal real contra la posición deseada, para SSano10. b) Comparación de la fuerza ejercida contra el patrón de fuerzas, para la trayectoria horizontal.

5.2.3. Comparación de resultados

Al comparar los resultados obtenidos de los voluntarios sanos y los resultados obtenidos de los voluntarios discapacitados contra sus patrones respectivos, podemos apreciar como el coeficiente de similitud y el umbral de recuperación propuestos pueden funcionar como herramientas al momento de evaluar a los pacientes en rehabilitación.

En las *Figuras 5.10* y *5.11* se muestran las gráficas con las señales adquiridas durante la realización de la trayectoria horizontal. En los valores de ésta trayectoria, se registraron los valores del coeficiente de similitud. La *Figura 5.10* muestra las señales del voluntario sano que obtuvo el valor más alto para esta trayectoria, mientras que la *Figura 5.11* muestra las señales del voluntario sano con el coeficiente más bajo. Como podemos observar, dicho valor se encuentra muy cercano al umbral de recuperación y, a pesar de que las señales sEMG no concuerdan totalmente con el patrón de contracciones, las variables de estado se ajustan muy bien a sus patrones correspondientes.

		Coeficientes voluntarios discapacitados					
		Horizontal		Vertical		Circular	
Voluntario	Coeficiente	SDis1	SDis2	SDis1	SDis2	SDis1	SDis2
		Posición X	0.87813	0.6293	Ind	ind	0.60999
	Posición Z	Ind	Ind	0.86736	0.8246	0.50368	0.80371
	Velocidad X	0.78104	0.43059	-0.1501	0.1263	0.60352	0.59277
	Velocidad Z	0.10501	-0.1903	0.59158	0.29388	0.35289	0.45666
	Fuerza X	0.86022	0.79817	-0.3991	0.77084	0.1183	0.59201
	Fuerza Z	-0.0298	-0.3303	0.70812	0.73	0.02193	0.44288
	Bíceps	0.03392	-0.4701	0.19205	0.28519	0.04788	0.13901
	Tríceps	0.07497	-0.0344	0.28261	0.37172	-0.0333	-0.7312
	Deltoides Anterior	0.05453	0.05951	0.17357	0.00294	-0.069	0.26395
	Deltoides Medio	0.02543	0.07276	0.0406	-0.0157	0.02838	-0.0137
	Deltoides Posterior	-0.0365	0.07092	-0.093	0.22234	0.0021	-0.013
	CS	0.23609	0.08526	0.22981	0.33145	0.13515	0.18334

Tabla 5.7. Coeficientes de correlación de las variables de estado y las señales sEMG, y coeficientes de similitud calculados para los voluntarios discapacitados.

En las *Figuras 5.12* y *5.13* se presentan las señales obtenidas de los voluntarios discapacitados, en ellas se puede observar un fenómeno interesante. Las primeras mediciones de los pacientes en los voluntarios discapacitados, fueron tomadas en el sujeto SDis1, después de terminar con todas las pruebas y de analizar las señales, decidimos que sería mejor contar con la asistencia del terapeuta. Las primeras mediciones que se tomaron con ayuda del terapeuta, se presentan en la *Figura 5.13*, en estas mediciones, el valor de $CS = 0.08526$ nos dice que el grado de correlación entre las señales adquiridas y sus patrones, es casi inexistente, pues el valor de CS es muy cercano a cero. Luego, las señales presentadas en la *Figura 5.12*, fueron tomadas

después de que el sujeto SDis2 terminara de realizar todas las trayectorias con asistencia del terapeuta. En este caso $CS = 0.236086$, y se puede observar como las gráficas de las variables de estado se ajustan mejor a sus patrones. Esto se puede interpretar como un aprendizaje por parte del terapeuta, pues éste aprende a asistir al paciente siguiendo el guiado ofrecido por la interfaz háptica.

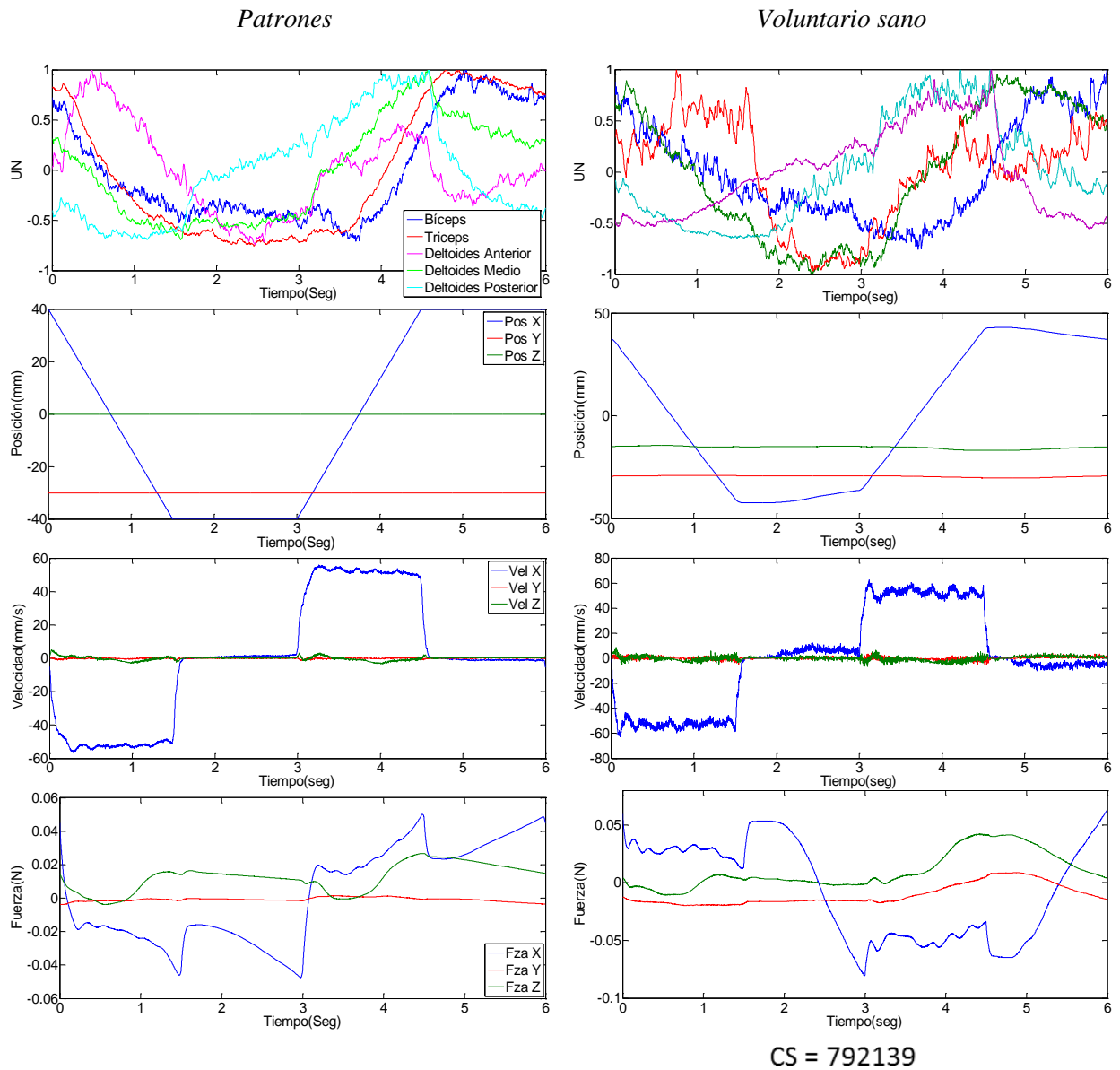


Figura 5.10. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria horizontal. Valores pertenecientes al voluntario sano con el CS más cercano a 1.

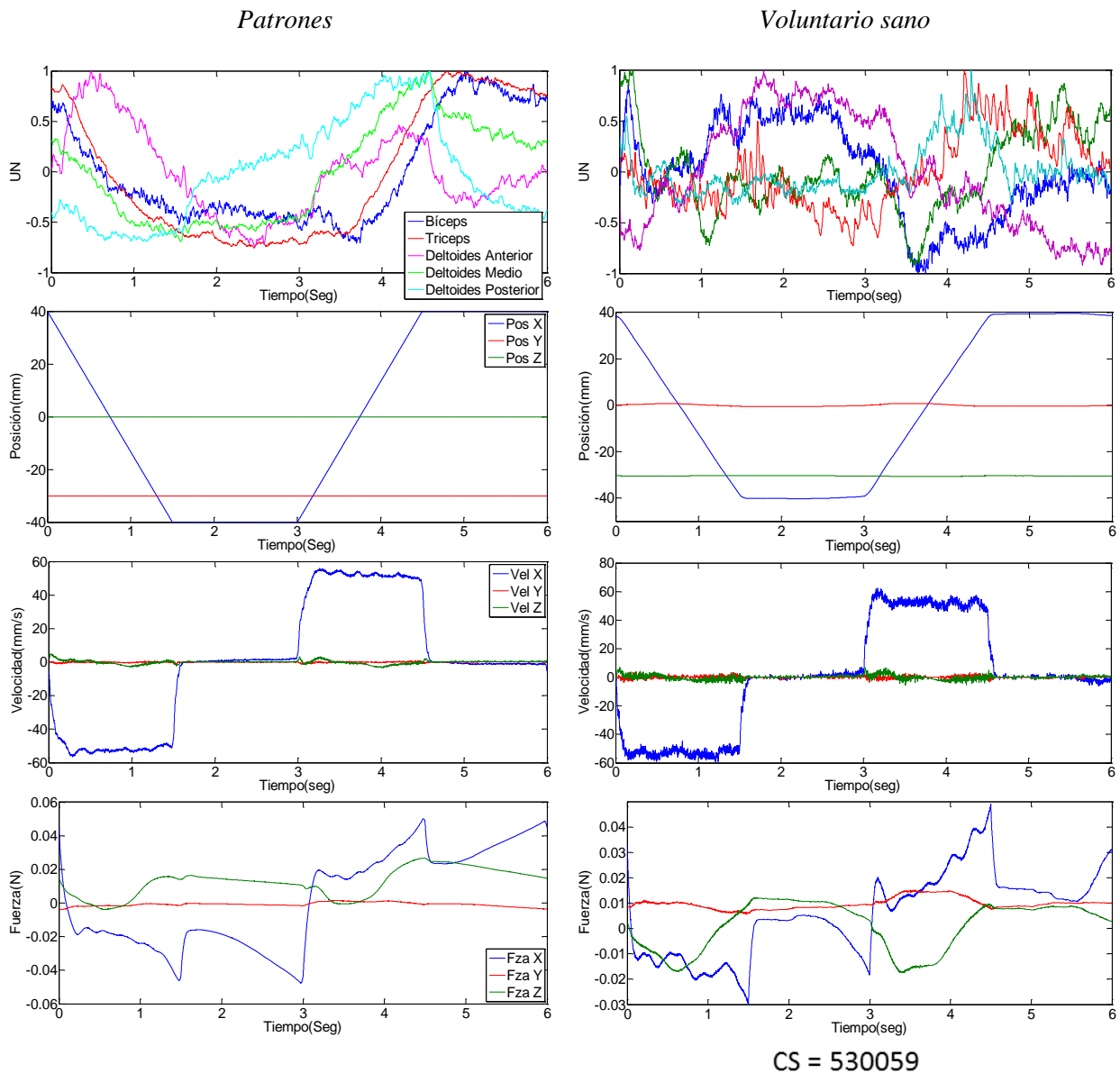


Figura 5.11. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria horizontal. Valores pertenecientes al voluntario sano con el CS más alejado de 1.

Las Figuras 5.14 y 5.15, presentan las gráficas de las señales de los individuos sanos con el valor del coeficiente de similitud mayor y menor, respectivamente, para la trayectoria vertical. En general, los coeficientes de similitud de las trayectorias verticales, presentan valores mayores a los que presentan los coeficientes calculados para las trayectorias horizontales. En la Figura 5.14 se observa que las señales sEMG tienen una forma muy uniforme. Sin embargo, debido a que el patrón de contracciones está basado en la media de todos los voluntarios sanos, éste presenta formas que permiten que contracciones que no presentan el mismo nivel de uniformidad, pero que

generan el movimiento de manera correcta, tengan un coeficiente de correlación que identifique al voluntario como un individuo sano.

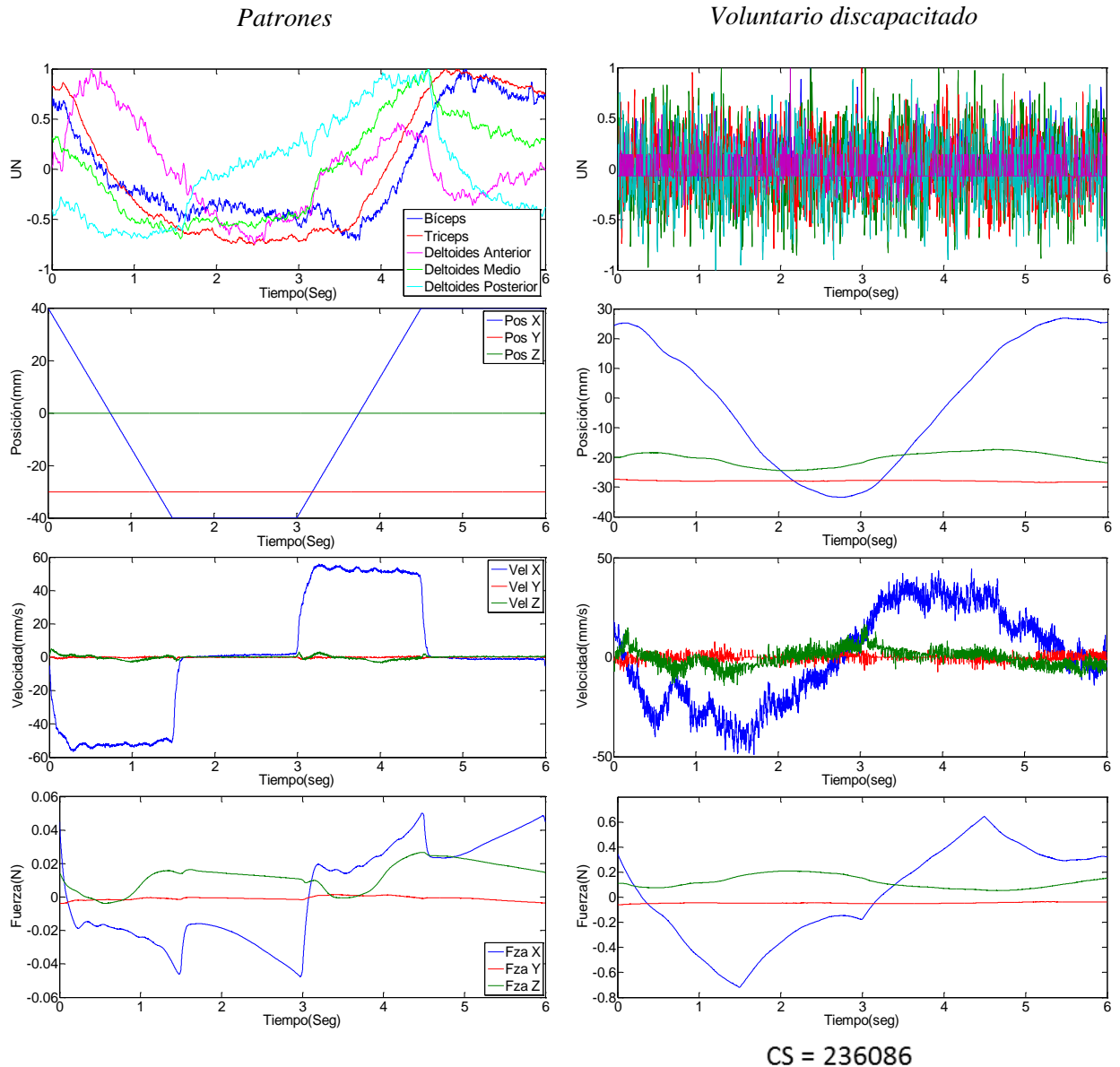


Figura 5.12. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria horizontal. Valores pertenecientes al SDis1.

De igual manera, en las Figuras 5.16 y 5.17, se muestran las señales obtenidas cuando los voluntarios discapacitados tuvieron que realizar las trayectorias verticales. Particularmente, en la Figura 5.17, se pueden apreciar los rastros de un espasmo al momento de realizar la trayectoria, el cual, tiene una intensidad suficiente para no poder ser ocultado por los demás segmentos de la

trayectoria que se tomaron en cuenta para obtener la media. La velocidad del movimiento provocado por el espasmo se encuentra en el rango de $\pm 300 \text{ mm/s}$, por lo que no se alcanza a apreciar por completo la velocidad con la que se realizó el resto de la trayectoria. Normalmente los valores de velocidad se encuentran en el rango de $\pm 60 \text{ mm/s}$. Este mismo movimiento se ve reflejado en la posición y en la fuerza aplicada por la plataforma, en donde podemos observar que la amplitud del movimiento es muy pequeña, y que la fuerza que ejerce la interfaz para corregir el movimiento es proporcional a la desviación que se tiene de la trayectoria deseada, lo que nos habla de un buen trabajo del algoritmo de control implementado para el seguimiento de las trayectorias.

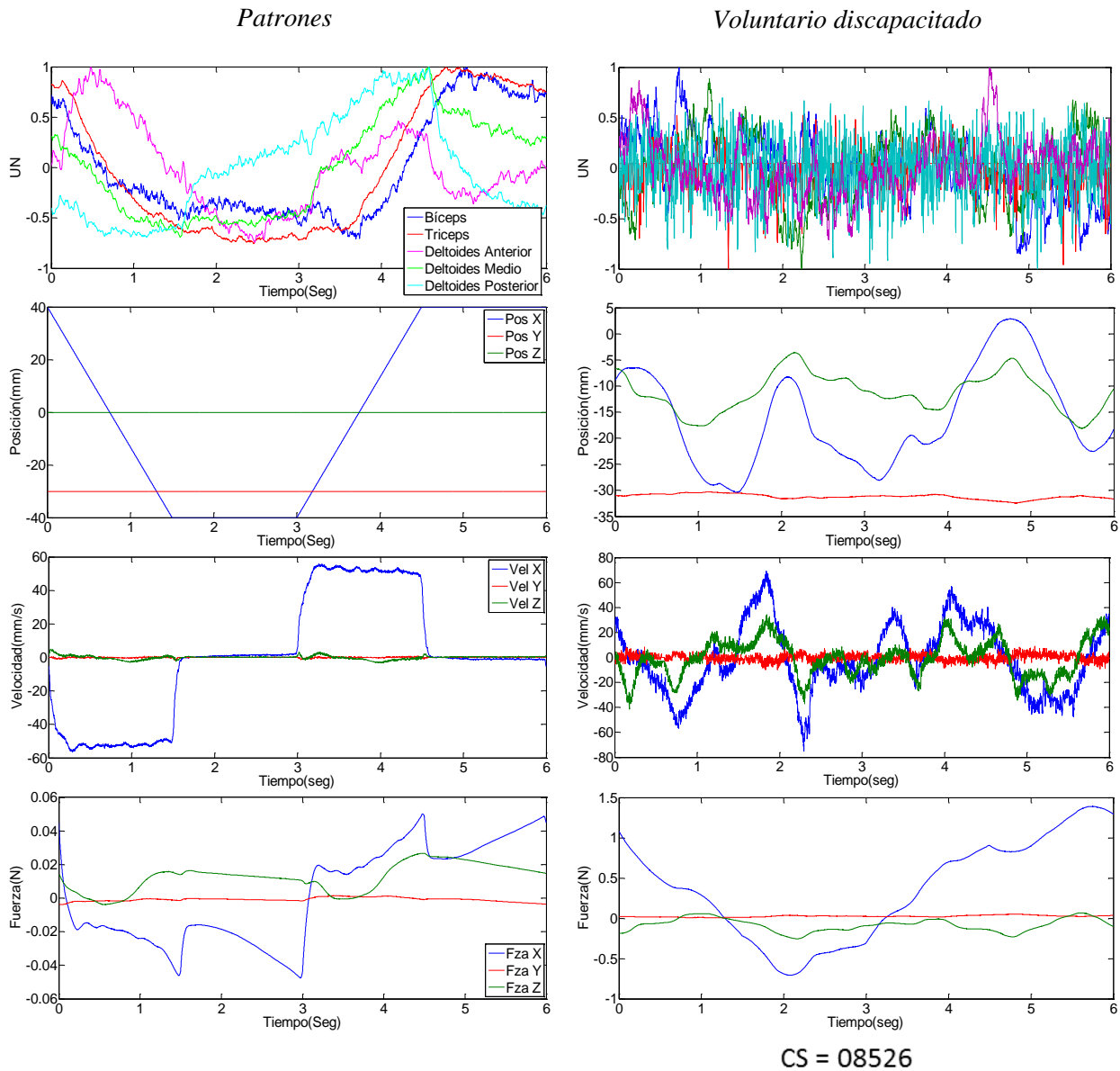


Figura 5.13. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria horizontal. Valores pertenecientes al SDis2.

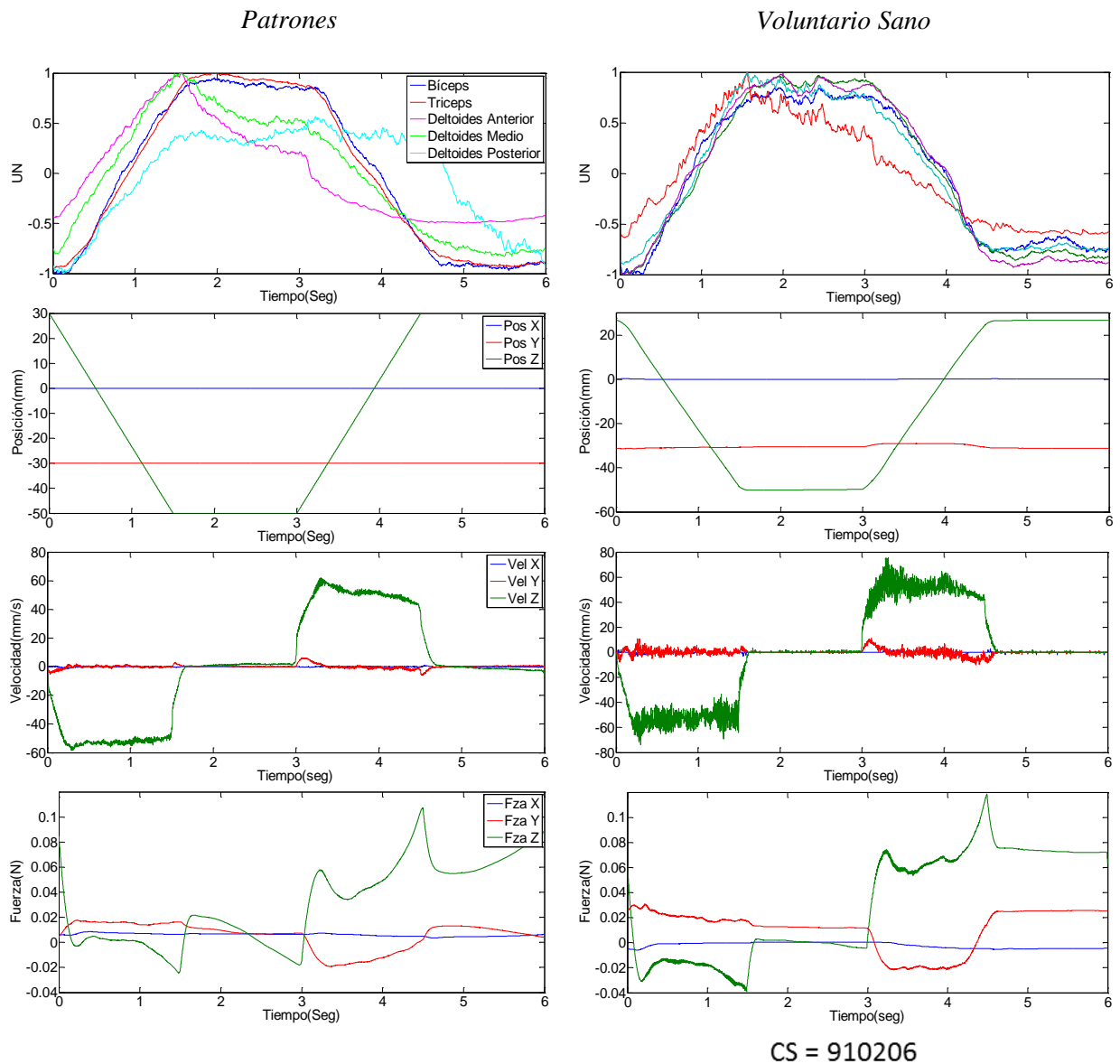


Figura 5.14. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria vertical. Valores pertenecientes al voluntario sano con el CS más cercano a 1.

Las señales de la trayectoria circular correspondientes a los voluntarios sanos, se presentan en las Figuras 5.18 y 5.19, en esta trayectoria, en general, se presentaron los valores del coeficiente de similitud más altos, se ha mencionado que esto se debe, principalmente, a que la secuencia de submovimientos requeridos para realizar esta trayectoria, está generada principalmente por los músculos considerados para este estudio. El valor del coeficiente CS presentado en la Figura 5.18, es el valor más alto registrado para todo el conjunto de pruebas realizadas en los voluntarios sanos. En las gráficas de esta figura, se puede observar uniformidad

muy marcada en las señales sEMG, y las variables de estado se ajustan a sus patrones tanto en amplitud como en forma, por lo que obtenemos un coeficiente de similitud con un valor alto.

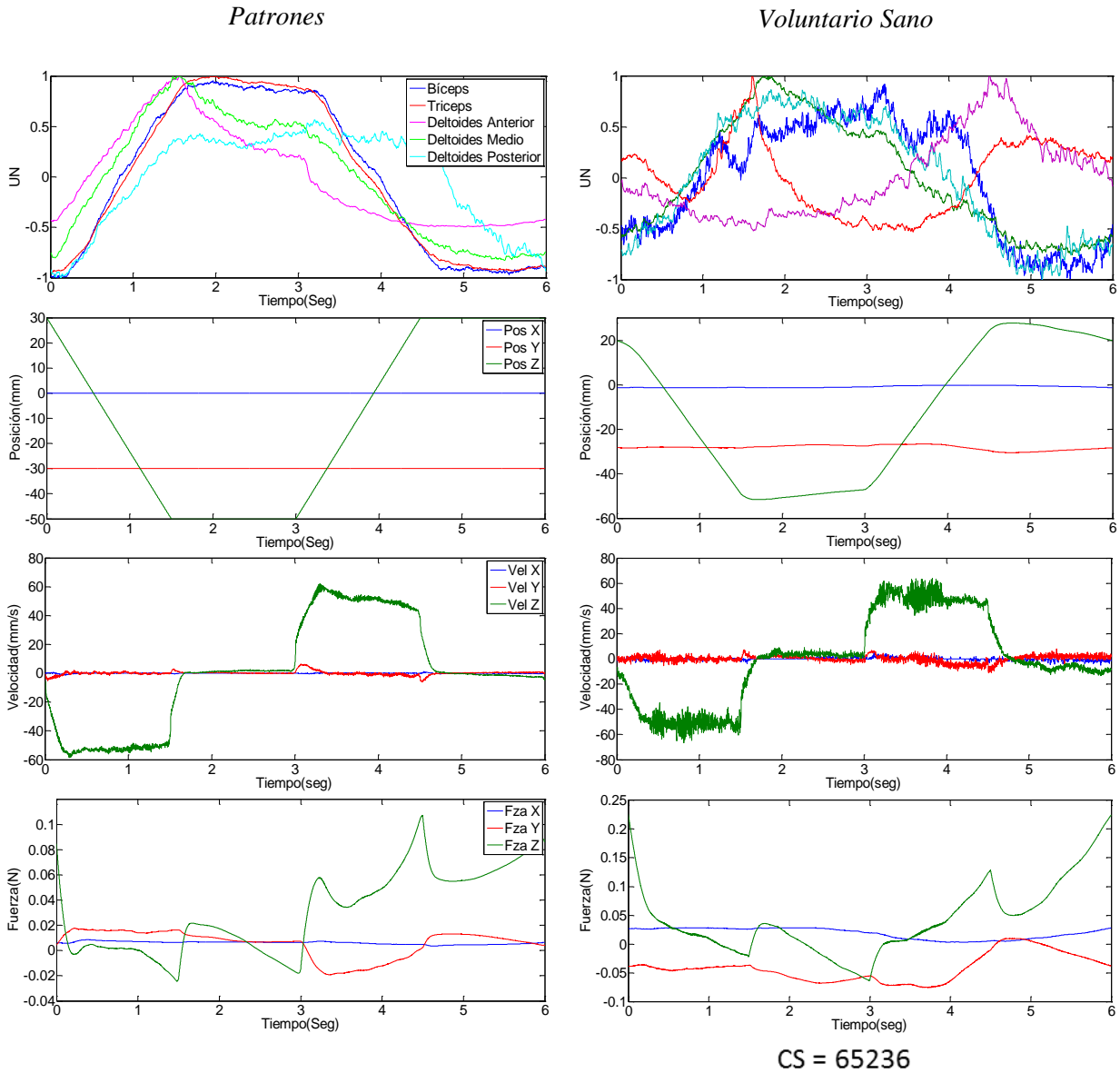


Figura 5.15. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria vertical. Valores pertenecientes al voluntario sano con el CS más alejado de 1.

El valor del Coeficiente de Correlación presentado en la *Figura 5.19*, acredita al voluntario como sano, a pesar de que las contracciones del deltoides posterior parecieran no realizarse de manera correcta. Las variables de estado, indican que el voluntario que realizó esta prueba es

capaz de realizar las trayectorias de manera correcta, por lo tanto, el defecto en la señal del deltoides posterior se le atribuye al exceso de piel que presentaba el voluntario en la parte posterior del hombro. Lo que, al parecer, no permitió una buena lectura de las señales, aunque las contracciones se estén dando de manera adecuada, lo que conlleva a que el valor del Coeficiente de Similitud se vea afectado de manera negativa. Este problema se repite para todas las pruebas realizadas por este voluntario.

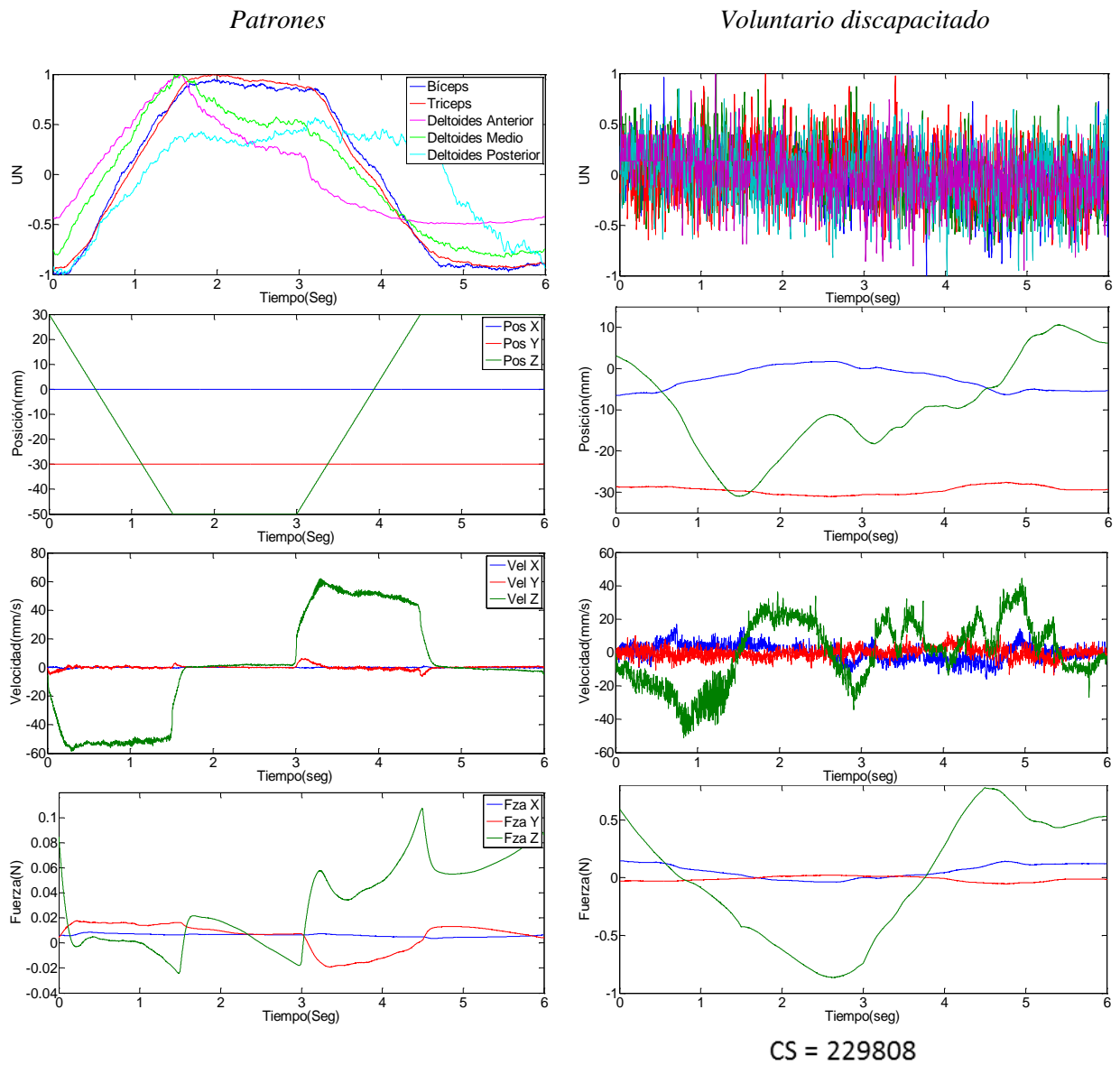


Figura 5.16. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria vertical. Valores pertenecientes al SDis1.

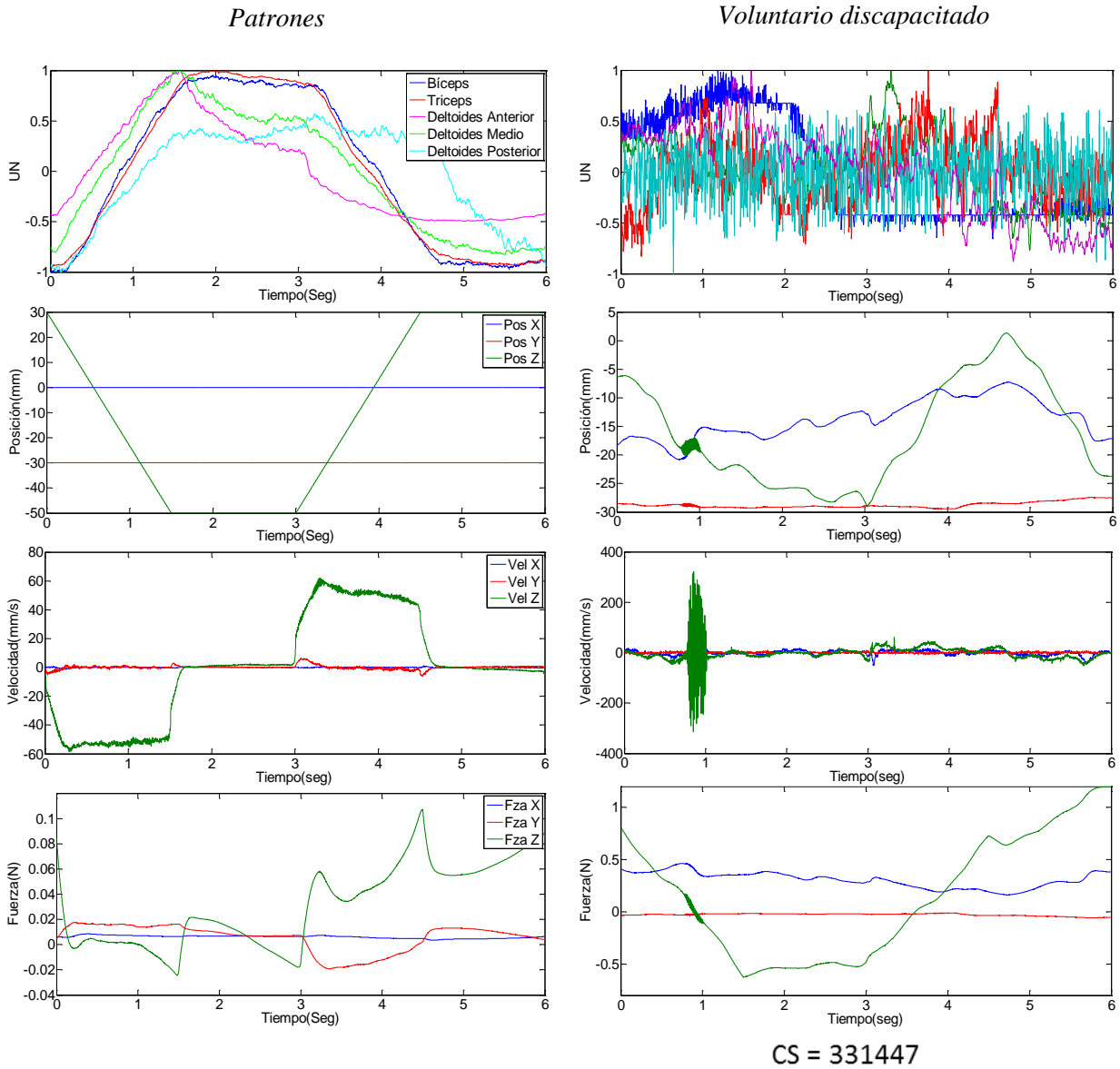


Figura 5.17. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria vertical. Valores pertenecientes al SDis2.

Por último, en las Figuras 5.20 y 5.21, se muestran las señales generadas por los voluntarios discapacitados al momento de realizar la trayectoria circular. Al igual que en las pruebas anteriores, podemos observar que las señales sEMG que se presentan, están muy lejos de ajustarse al patrón de contracciones necesarias para realizar la trayectoria de manera correcta. Por otro lado, obsérvese que las variables de estado presentan una forma que se asemeja al patrón que estamos buscando, lo que podría ser engañoso, porque sus señales musculares son anormales, y la respuesta mecánica se debió a la asistencia brindada por el terapeuta.

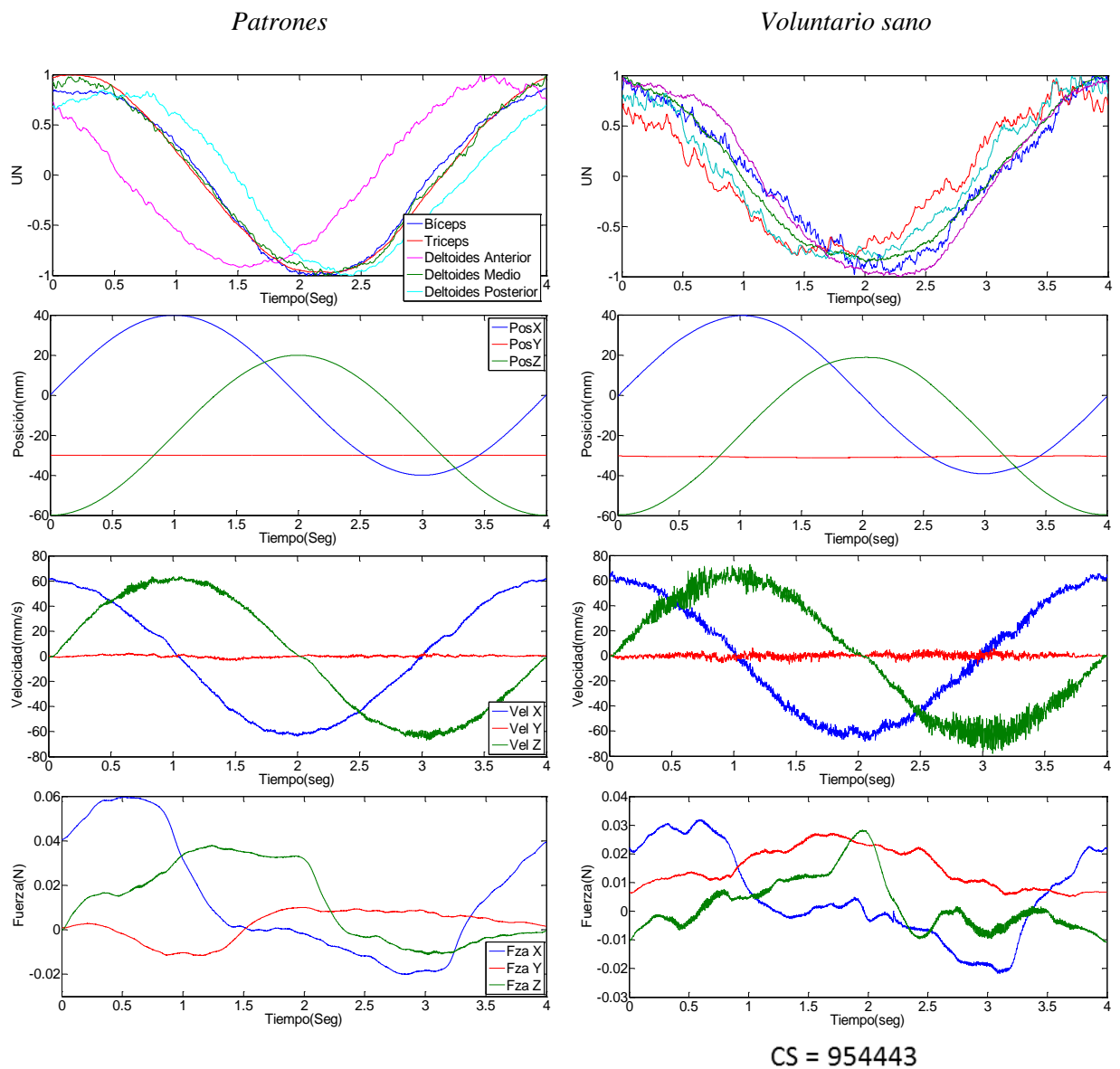


Figura 5.18. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria circular. Valores pertenecientes al voluntario sano con el CS más cercano a 1.

Las contracciones musculares de los voluntarios discapacitados, se mantienen alrededor de un valor determinado, cercano a 5 volts para el voluntario que sufre de espasticidad y cercano a 0 volts para el paciente que presenta parálisis por flacidez. Estas señales presentan pequeñas variaciones que al ser normalizadas se presentan como se puede ver en las gráficas correspondientes a los voluntarios discapacitados de las figuras de esta sección.

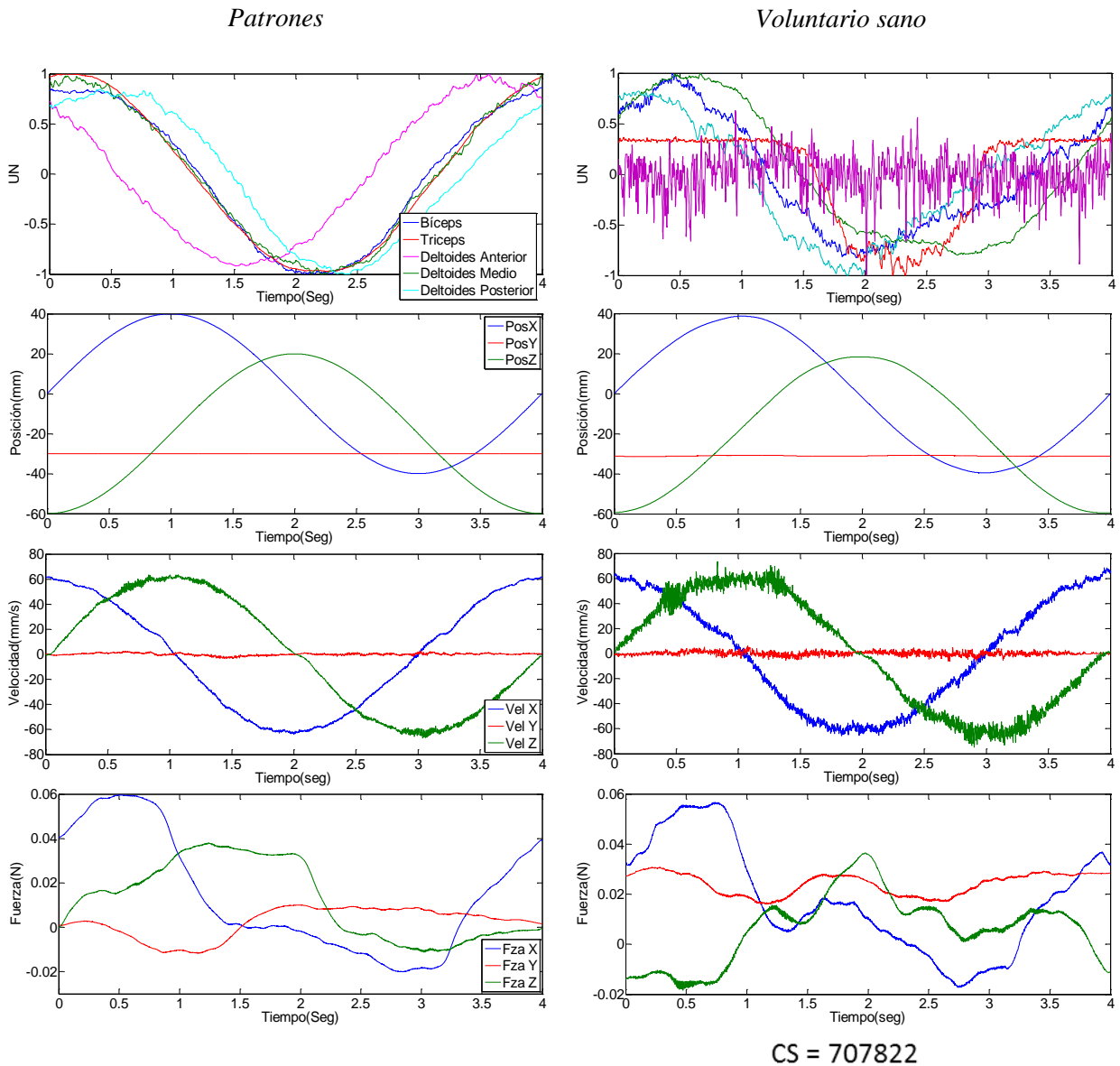


Figura 5.19. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria circular. Valores pertenecientes al voluntario sano con el CS más alejado de 1.

La ayuda del terapeuta al momento de que los voluntarios discapacitados realizan las trayectorias, propició que los valores de las variables de estado se ajustaran a sus respectivos patrones, obteniendo coeficientes de correlación con valores por encima del umbral de recuperación propuesto para algunos de ellos, a pesar de esto, los coeficientes de similitud se mantienen muy por debajo del umbral. Caso contrario ocurre con los voluntarios sanos, que en algunos coeficientes de correlación presentan valores muy cercanos o inferiores al del umbral, sin

embargo, todos los coeficientes de similitud se encuentran por encima del mismo (*Figura 5.22*). Con lo que se muestra la importancia de utilizar tanto variables físicas como variables fisiológicas para lograr una evaluación del estado de un paciente.

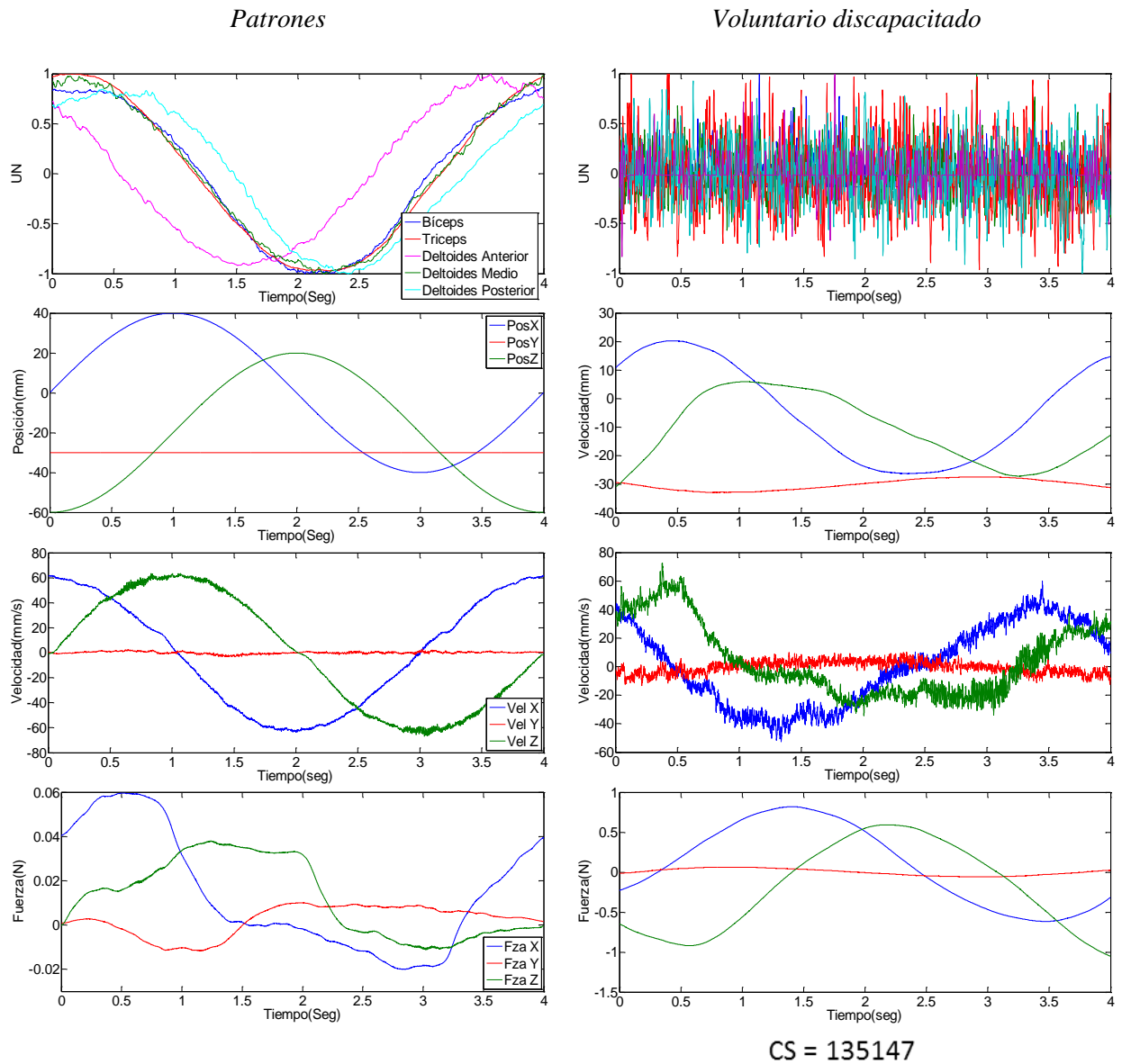


Figura 5.20. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria circular. Valores pertenecientes al SDis1.

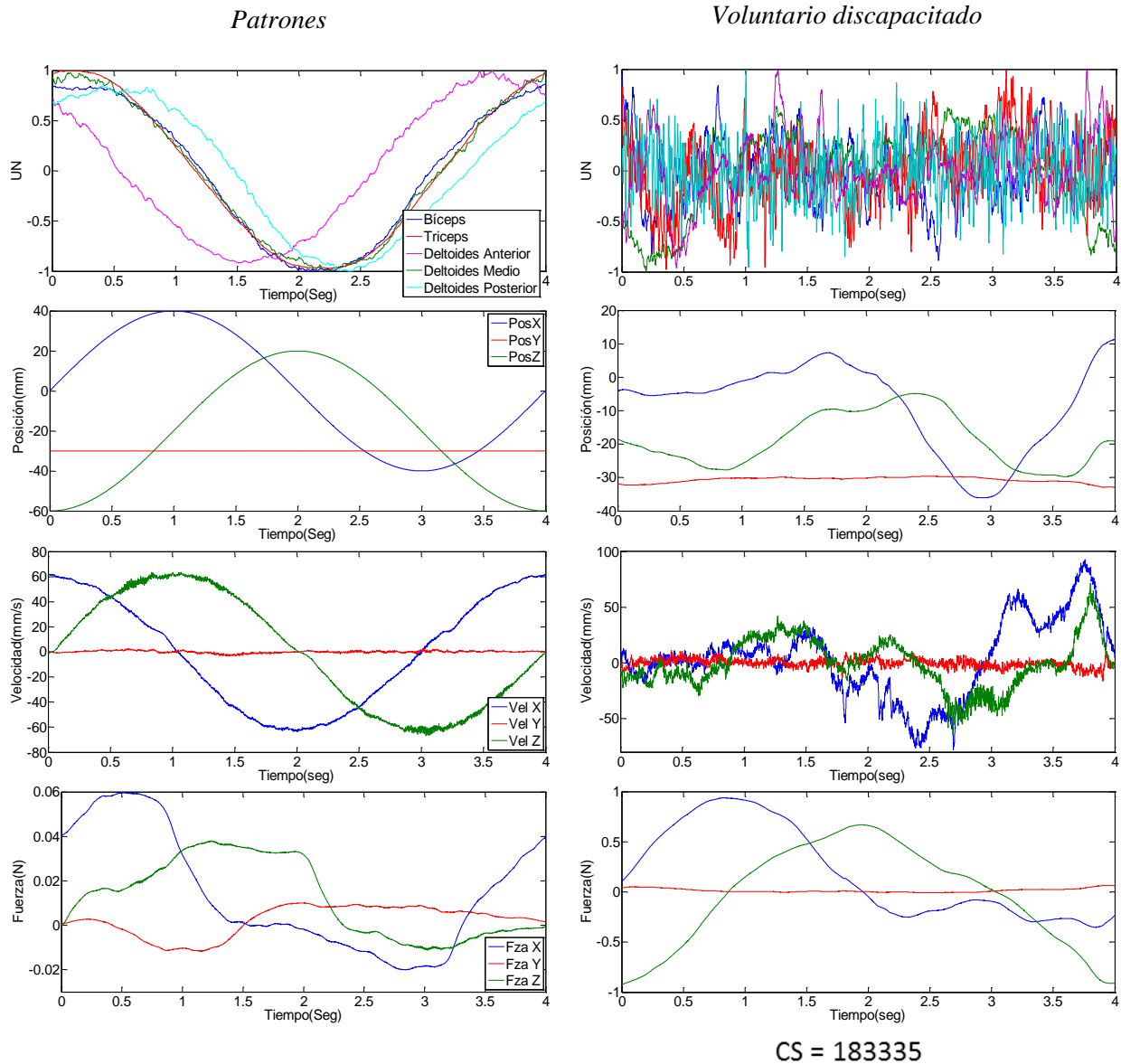


Figura 5.21. Patrones de las señales sEMG y variables de estado comparadas contra los resultados obtenidos al trazar la trayectoria circular. Valores pertenecientes al SDis2.

5.3. Conclusión de capítulo

En este trabajo de tesis, proponemos que la integración de las variables físicas que describen el movimiento, con una variable fisiológica, como las señales sEMG, que permiten desarrollar criterios de evaluación del estado de un paciente, específicamente por medio de un parámetro, el coeficiente de similitud. Para lograr esta integración, a lo largo de este trabajo propusimos la forma de generar las señales por medio de un protocolo y metodología experimental, y un procesamiento simple para calcular el coeficiente. Además, una de las principales aportaciones de

este trabajo de tesis, es el desarrollo de una plataforma experimental, que nos permite generar las señales para realizar una evaluación cuantitativa del estado del paciente en recuperación. Ésta plataforma se compone de bloques que nos permiten realizar las lecturas de las señales sEMG, ofrecer guiado háptico al paciente al momento de realizar las trayectorias, realizar las lecturas de las variables de estado, y desplegar y almacenar los datos capturados, todo esto, mediante el software que nos permite ejecutar estas tareas en paralelo.

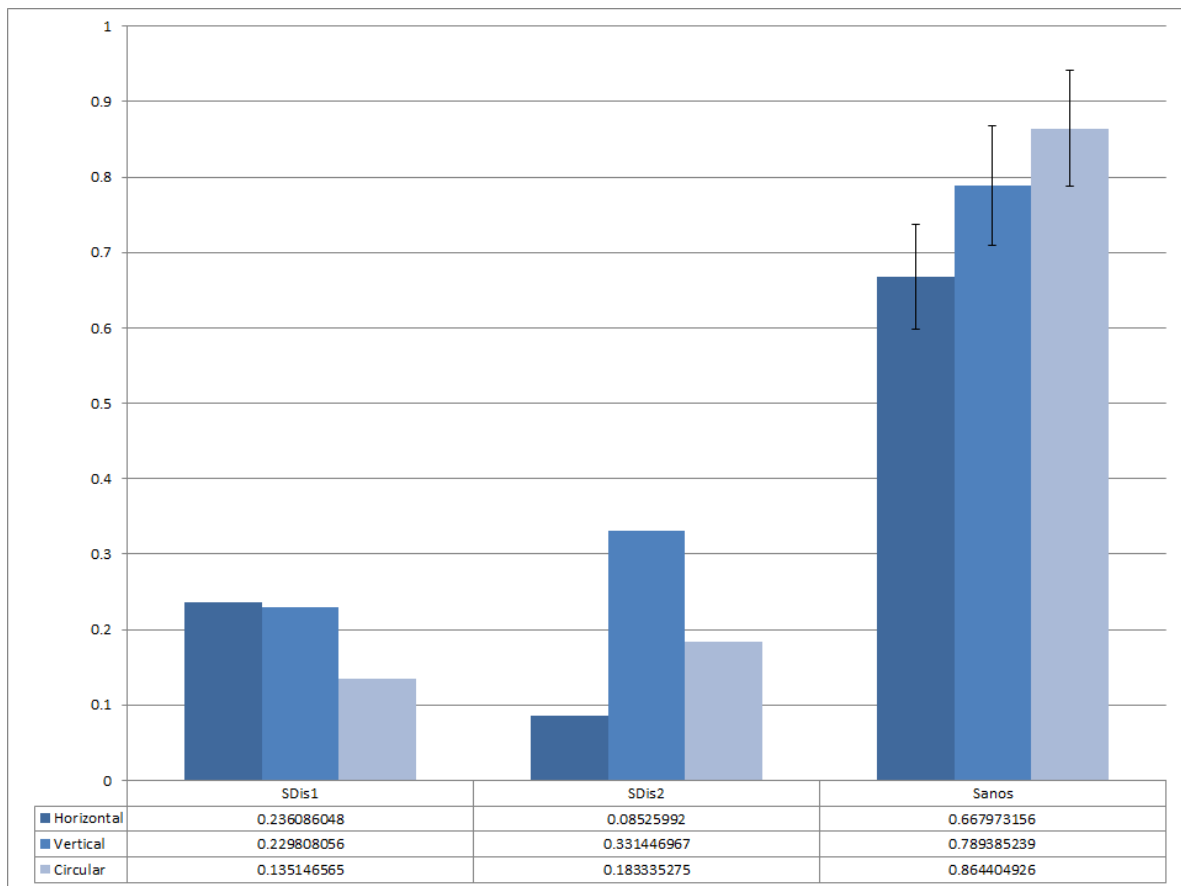


Figura 5.22. Valores de los coeficientes de similitud encontrados para los voluntarios discapacitados y los encontrados para los voluntarios sanos.

Entre los resultados mostrados en este capítulo, destaca el hecho de que, gracias a que las pruebas están basadas en movimientos básicos, es relativamente sencillo identificar diferencias fisiológicas entre voluntarios. Las diferencias entre voluntarios dependen directamente de las actividades que realicen en la vida cotidiana. Éstas se expresan, en nuestro caso, mediante la

variación en las amplitudes de las señales de los diferentes músculos, o incluso en el control de las contracciones que son capaces de lograr. Además, las mediciones de las variables de estado nos ayudan a identificar si los voluntarios aceptan totalmente el guiado háptico o si se oponen a éste, lo que hasta cierto punto nos permite conocer el estado psicológico del paciente, lo cual es parte importante en su proceso de recuperación.

Por otro lado, las fuerzas generadas por la interfaz háptica de nuestra plataforma, no son capaces de mover, por si mismas, el miembro del usuario, lo que evita que la rehabilitación se vea rezagada por inactividad del paciente. Es decir, obliga al paciente a que realice un esfuerzo para completar la trayectoria, pues el dispositivo solamente corrige la posición y controla la velocidad con la que las trayectorias deben de ser trazadas. Sin embargo, la limitación de la fuerza producida por la interfaz, determinaría el tipo de afecciones neurológicas que se podrían atender en particular, como movimientos finos. Por otro lado, la implementación de otro tipo de interfaz háptica, como lo puede ser un exoesqueleto, permitiría conocer más detalladamente las posiciones y orientaciones de los elementos de la cadena cinemática, que componen al miembro superior, con el fin de que el paciente pueda ser evaluado de una mejor manera.

Conclusiones y perspectivas

Este trabajo de tesis, está desarrollado basado en la propuesta de utilizar un coeficiente de similitud que permita realizar una evaluación cuantitativa del paciente en rehabilitación a partir de las mediciones de los valores de variables físicas y fisiológicas específicas durante una tarea determinada, el cual, permite comparar contra patrones que representan las características comunes en personas sanas al realizar movimientos determinados. Con esto, se busca ofrecer una primer solución al problema de subjetividad al momento de evaluar pacientes. Para lograr su desarrollo, se diseñó e implementó una plataforma experimental que nos permite proporcionar un guiado háptico en tareas que exigen la coordinación del miembro superior, y simultáneamente, realizar la captura de las variables.

Como estrategia de diseño de la plataforma, se realizó un análisis que nos permite describir el movimiento del miembro superior desde una perspectiva de la robótica y desde una perspectiva médica, de modo que podemos identificar las variables, físicas y fisiológicas, que permiten la evaluación del paciente. La descripción desde el punto de vista robótico, está basada en la solución de la cinemática inversa, para conocer la posición de todos los elementos de la cadena cinemática que conforman al miembro superior a partir de la posición del actuador final de la interfaz háptica, que es el punto en el que ambos sistemas se unen. Para la solución de la cinemática inversa, se consideró una simplificación del modelo de la extremidad superior en la que se toma en cuenta el movimiento de las articulaciones del hombro y del brazo, en donde, la base del hombro permanece fijo durante la tarea realizada, y en donde, las dimensiones de los eslabones de la cadena cinemática están tomadas de acuerdo a las medidas de una persona de estatura media. De aquí se desprende que las variables físicas consideradas para este estudio, son la posición, velocidad y

fuerza del actuador final de la interfaz háptica, conocidas como variables de estado, pues, durante las pruebas, éstas afectan y se ven afectadas directamente por la interacción con el usuario de la interfaz. Por otra parte, describir el movimiento del miembro superior desde la perspectiva médica, implica un análisis de la estructura ósea y muscular de la extremidad, de tal manera que se ha logrado identificar los principales músculos que actúan en los movimientos básicos realizados por ésta (bíceps, tríceps, deltoides anterior, deltoides medio y deltoides posterior). Las señales electromiográficas, fueron seleccionadas como las variables fisiológicas a analizar para la evaluación del paciente. Estas señales pueden presentar variaciones dependiendo de condiciones que afectan su funcionamiento, que incluyen el estado de ánimo del paciente, principalmente por su motivación en realizar la terapia de rehabilitación.

Los movimientos seleccionados dentro del protocolo experimental, están basados en movimientos básicos que se forman parte de los movimientos que se realizan en tareas de la vida cotidiana y se ha encontrado que al utilizar éstos, se incrementa la motivación del paciente al realizar los ejercicios de la terapia. Es por ello que se diseñaron trayectorias que imitan las habilidades involucradas en la realización de estas actividades y que, al mismo tiempo, requieren de una combinación coordinada de los movimientos básicos del hombro y el codo, en los que intervienen los músculos seleccionados para este estudio. Estas trayectorias fueron realizadas con la ayuda de un dispositivo robótico, el cual proporciona guiado háptico para que el usuario pueda trazar las trayectorias de manera correcta, lo que a su vez, ofrece entrenamiento propioceptivo en el usuario, estimulando la memoria muscular del paciente, en lo que se refiere al control de las señales neuromusculares necesarias para la realización de la trayectoria. Con base en los resultados obtenidos, en particular de los voluntarios discapacitados, es posible concluir que existe la posibilidad de utilizar interfaces hápticas para el entrenamiento de terapeutas físicos. Pues se puede observar una mejoría en la asistencia brindada por el terapeuta, cuando el paciente está recibiendo guiado háptico para realizar las trayectorias, al contar con un dispositivo que incluso dirige la acción del terapeuta en tiempo y espacio.

Para la captura de las señales electromiográficas, fue posible desarrollar un módulo de adquisición de bajo costo, que nos permite registrar la actividad muscular de los voluntarios al momento de realizar las trayectorias. Éste módulo concentra la información proveniente de los músculos el miembro superior y la envía a una tarjeta de adquisición, en donde se digitalizan las señales y se envían al equipo de cómputo, donde posteriormente se les aplica un tratamiento

digital para limpiar las señales de ruido y resaltar sus variaciones. El diseño de esta plataforma permite atacar el problema de la falta de infraestructura para la atención de pacientes discapacitados, pues su costo, funcionalidad y portabilidad, la hacen accesible para clínicas con recursos limitados, donde sería posible dar atención a pacientes que normalmente no tienen acceso a centros de rehabilitación.

Aunque el conjunto de variables consideradas para la descripción del movimiento pueden generar una representación muy acertada del estado del miembro superior del paciente al momento de realizar las trayectorias de rehabilitación, la visualización del comportamiento del paciente es muy importante en el proceso de evaluación. Es por esto que la plataforma incluye una interfaz gráfica que permite al terapeuta ver el comportamiento de las señales durante la prueba, con lo cual, cuando se presenta algún problema en el ejercicio, el terapeuta puede identificar el origen del mismo y ver el efecto que éste causa en el rendimiento del paciente, con lo que la interpretación de los resultados se ve incrementada. Esto se observó durante las pruebas en voluntarios discapacitados, donde el terapeuta que los asistió en la realización de las trayectorias, estuvo relacionando la información que veía en pantalla con el desempeño y la condición de los pacientes que realizaron la trayectoria, incluso nuestra plataforma le ayudó a conocer el efecto inmediato que tienen sobre el paciente algunas técnicas de estimulación y relajación usadas actualmente en la clínica, esto, trabajando con el paciente mientras seguía conectado a la plataforma. Las conclusiones obtenidas por el terapeuta al momento de analizar la información en pantalla y el rendimiento del paciente, muestran el potencial que tiene la plataforma al funcionar como herramienta en la evaluación del paciente con discapacidad, tanto de manera inmediata, al observar el rendimiento del paciente, como a mediano y largo plazo, al ofrecerle la posibilidad de guardar un historial que le permita observar la evolución del paciente.

A partir de la información adquirida de la interfaz háptica y del módulo de adquisición de señales sEMG, se determinaron los patrones característicos de cada una de las trayectorias. Con base en ellos se puede calcular el coeficiente de similitud, que nos permite asignar un valor al rendimiento de la persona que está siendo evaluada, y a su vez se puede tener una idea más clara de su rendimiento. Los valores del coeficiente de similitud encontrados en el experimento, muestran una clara diferencia entre los voluntarios sanos y los voluntarios discapacitados, pues, con asesoría por parte de los terapeutas del Centro Regiomontano de Neurorehabilitación, se estableció un umbral de recuperación que los valores de los coeficientes de similitud de los

voluntarios sanos rebasaron, aunque no siempre con un margen muy amplio. Por el contrario, aun cuando los voluntarios discapacitados realizaron la trayectoria con asistencia de un terapeuta, los valores de sus coeficientes de similitud no se acercaron al valor del umbral, por lo que se considera que el procesamiento de las señales y el cálculo del Coeficiente de Similitud propuestos en este trabajo, pueden dar una evaluación cuantitativa confiable del estado del paciente en rehabilitación.

6.1. Discusiones

El módulo de adquisición de señales sEMG, nos proporciona la información necesaria para realizar una evaluación de la actividad muscular. Sin embargo, las características de los amplificadores no permiten realizar un estudio en frecuencia, lo que facilitaría identificar si la discapacidad del paciente es consecuencia de un defecto nervioso o muscular, pues presentan una etapa de rectificación y suavizado de las señales adquiridas. Aunado a esto, las ganancias establecidas en los amplificadores con tal de poder registrar de mejor manera las variaciones en la señal y determinar su secuencia de activación, no nos permiten conocer los valores de las contracciones máximas que puede generar un usuario de la plataforma. El diseño de este módulo, cumple con las normas de seguridad básicas requeridas para ser utilizado en humanos, a pesar de que aún se encuentra sujeto a modificaciones para alcanzar los estándares comerciales de seguridad.

Por otro lado, los patrones característicos encontrados para cada trayectoria, muestran las características comunes en las personas sanas durante el movimiento. En particular, los patrones de la trayectoria horizontal, mostraron que no todos los músculos considerados en este estudio actúan como músculos principales en su realización, por lo que se puede considerar la adición de las señales del pectoral mayor y el dorsal ancho, que son músculos que participan más activamente en las rotaciones del hombro. La posibilidad de agregar más canales a la tarjeta de adquisición, afecta directamente al software que integra los diferentes módulos de la plataforma, pues la adquisición requeriría de un mayor tiempo de procesamiento. Además, es importante considerar en cambios y mejoras de la interfaz háptica, de modo que sea posible ampliar el espacio de trabajo y de esta manera facilitar el diseño de trayectorias más complejas que nos permitan evaluar movimientos más demandantes para el paciente.

En lo que se refiere a las variables de estado, hubo que simplificar la adquisición de los coeficientes de correlación utilizados para el cálculo del coeficiente de similitud. Principalmente, debido a las limitaciones que se tienen por las propiedades matemáticas del cálculo de los coeficientes de correlación. Para esto se propone la medición del rendimiento, en las variables omitidas, mediante otras herramientas que nos permitan establecer una métrica que exprese cuantitativamente el desempeño del paciente con respecto al valor esperado, como lo pueden ser el error o la energía de las señales.

6.2. Trabajo futuro

Los resultados obtenidos con el coeficiente de similitud mostrado en este trabajo, muestran la viabilidad de la integración de las variables físicas y fisiológicas como herramienta para la evaluación de los pacientes en rehabilitación. Empero, el proyecto se encuentra en las primeras etapas de desarrollo, siendo este el primer trabajo orientado a la integración de las variables físicas y fisiológicas. Por lo que aún es necesario trabajar tanto en el desarrollo de una interfaz háptica orientada meramente a la rehabilitación, así como en una metodología que permita resaltar aún más las características generales de los individuos sanos, generando así un mejor parámetro de comparación.

Con base en los resultados obtenidos por la asistencia del terapeuta al momento de que los voluntarios discapacitados realizaron las trayectorias diseñadas para la evaluación, se vislumbra la posibilidad de desarrollar un protocolo que permita proveer de entrenamiento propioceptivo a los terapeutas encargados de los ejercicios de rehabilitación física de los pacientes. Este tipo de protocolos se utiliza actualmente en el entrenamiento de cirujanos, pero posee el potencial para ser utilizado en muchas otras áreas de entrenamiento médico como, por ejemplo, la terapia física.

En lo que respecta a la interfaz gráfica, se contempla la posibilidad de implementar una representación tridimensional de la representación de las posiciones y orientaciones del miembro superior durante la tarea, lo que ofrecería al terapeuta información más acertada del desempeño del paciente. Sin embargo, para lograr esta representación, es necesario conocer, además de las posiciones, las orientaciones de los componentes de la cadena cinemática del miembro superior, para ello, se propone la integración de la plataforma presentada en este trabajo de tesis con el exoesqueleto desarrollado por *Lugo-Villeda*, el cual es capaz de proveer la información necesaria

para realizar una representación completa del miembro superior. La integración de estas dos plataformas se daría a través de incorporar al exoesqueleto el hardware necesario para la captura de las señales sEMG y las fuerzas ejercidas por éste. Además, se propone realizar la instrumentación de este exoesqueleto, de modo que pueda actuar como una interfaz háptica, y proporcione las sensaciones propioceptivas adecuadas para la correcta realización de las trayectorias establecidas como parte de la evaluación del paciente.

Con el fin de ofrecer la posibilidad de identificar el origen nervioso o muscular de la afectación que provoca la discapacidad del paciente en recuperación, se propone rediseñar el módulo de adquisición de señales sEMG. Para esto, habrían de agregarse, al menos, dos canales más, para la inclusión de músculos que actúen como agonistas de las rotaciones del hombro y, al mismo tiempo, asegurando que los amplificadores tengan un rango más amplio en los voltajes de salida y se puedan obtener señales con las que sea posible realizar un estudio de las frecuencias.

REFERENCIAS

- Afifi, K. A., Bergman, R. A. (1999). Neuroanatomía funcional.
- Ahmad, A., Ishak, J., Ali, H., & Chappell, H. (2011). Review of electromyography control systems based on pattern recognition for prosthesis control application. *Australian Journal of Basic and Applied ...*, 5(8), 1512–1518.
- Barak, S., & Duncan, P. W. (2006). Issues in selecting outcome measures to assess functional recovery after stroke. *NeuroRx: the journal of the American Society for Experimental NeuroTherapeutics*, 3(4), 505–24. doi:10.1016/j.nurx.2006.07.009
- Consejo Nacional para el Desarrollo y la Inclusión de las Personas con Discapacidad, "<http://www.conadis.salud.gob.mx/descargas/pdf/Convencionsobreloderechosdelaspersonascondiscapacidad.pdf>"
- Culmer, P. R., Jackson, a E., Makower, S. G., Cozens, J. a, Levesley, M. C., Mon-Williams, M., & Bhakta, B. (2011). A novel robotic system for quantifying arm kinematics and kinetics: description and evaluation in therapist-assisted passive arm movements post-stroke. *Journal of neuroscience methods*, 197(2), 259–69. doi:10.1016/j.jneumeth.2011.03.004
- Feygin, D., Madeleine, K., & Tendrick, F. (2002). Haptic Guidance Experimental Evaluation of a Haptic Training Method for a Perceptual Motor Skill.pdf. Haptic devices for virtual environmentand teleoperator systems.
- Freeman, C. T., Hughes, a.-M., Burridge, J. H., Chappell, P. H., Lewin, P. L., & Rogers, E. (2009). Iterative learning control of FES applied to the upper extremity for rehabilitation. *Control Engineering Practice*, 17(3), 368–381. doi:10.1016/j.conengprac.2008.08.003
- Guyton, A. C., Hall, J. E. (2006). Textbook of medical Physiology.
- Hingtgen, B., McGuire, J. R., Wang, M., & Harris, G. F. (2006). An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke. *Journal of biomechanics*, 39(4), 681–8. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.01.008
- Hornby, T. G., Campbell, D. D., Kahn, J. H., Demott, T., Moore, J. L., & Roth, H. R. (2008). Enhanced gait-related improvements after therapist- versus robotic-assisted locomotor training in subjects with chronic stroke: a randomized controlled study. *Stroke; a journal of cerebral circulation*, 39(6), 1786–92. doi:10.1161/STROKEAHA.107.504779
- Johnson, W. L., Jindrich, D. L., Roy, R. R., & Edgerton, V. R. (2012). Quantitative metrics of spinal cord injury recovery in the rat using motion capture, electromyography and ground reaction force measurement. *Journal of neuroscience methods*, 206(1), 65–72. doi:10.1016/j.jneumeth.2012.02.008

- Kilner, J. M., Baker, S. N., Salenius, S., Jousmäki, V., Hari, R., & Lemon, R. N. (1999). Task-dependent modulation of 15-30 Hz coherence between rectified EMGs from human hand and forearm muscles. *The Journal of physiology*, 516 (Pt 2, 559–70.
- Krebs, H. I., Hogan, N., Aisen, M. L., & Volpe, B. T. (1998). Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE transactions on rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 6(1), 75–87.
- Lippincott, (2006). *Essentials of Pathophysiology*
- López, N. (2010). Multichannel surface electromyography classification based on muscular synergy. *Engineering in Medicine ...*, 1658–1661.
- Lugo-Villeda, (2013). Diseño robótico de un exoesqueleto pediátrico d miembro superior basado en criterios clínicos y antropomórficos para análisis de movimiento y rehabilitación.
- OMS (Organización Mundial de la Salud), <http://www.who.int/topics/rehabilitation/en/>.
- Özkaya, N., Nordin, M., Goldsheyer, D., Leger, D. (2012). *Fundamentals of biomechanics*.
- Palastanga, N., Soames, R. (2012). *Anatomy and human movement: structure and function*.
- Popovic, N., Williams, S., Schmitz-Rode, T., Rau, G., & Disselhorst-Klug, C. (2009). Robot-based methodology for a kinematic and kinetic analysis of unconstrained, but reproducible upper extremity movement. *Journal of biomechanics*, 42(10), 1570–3. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.03.042
- Rangayyan, R. M. (2002). *Biomedical signal Analysis a Case-Study Approach*
- Raez, M. B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 8(1), 11–35. doi:10.1251/bpo115
- Riener, R., Nef, T., & Colombo, G. (2005). Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. *Medical & biological engineering & computing*, 43(1), 2–10.
- Siciliano, B., Sciavicco, L., Villani, L., Oriolo, G. (2009). *Robotics: Modelling, Planning and Control*.
- Turiján-Rivera, (2012). “Plataforma robótica con guiado háptico para rehabilitación”, Tesis de Maestría en Ciencias en Robótica y Manufactura Avanzada.
- Vidakovic, B. (2011). *Statistics for Bioengineering Sciences*.
- www.masmusculo.com.es, “Una mirada interesante a los músculos del cuerpo”