



Universidad Autónoma de San Luis Potosí
Facultad de Ingeniería
Centro de Investigación y Estudios de Posgrado

**Estimación de Rigidez de Extremidades
Superiores en Usuarios de Sistemas Hápticos
para Terapia Ocupacional**

T E S I S

Que para obtener el grado de:

Maestra en Ingeniería Mecánica

Presenta:

Ing. Alicia Magdalena Torres Hernández

Asesor:

Dr. Emilio Jorge González Galván

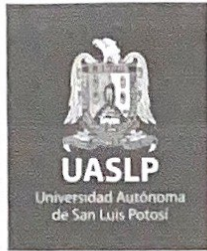
Coasesor:

Dr. Marco Octavio Mendoza Gutiérrez

San Luis Potosí, S. L. P.

Julio de 2021





21 de enero de 2021

**ING. ALICIA MAGDALENA TORRES HERNÁNDEZ
P R E S E N T E.**

En atención a su solicitud de Temario, presentada por los **Dres. Emilio Jorge González Galván y Marco Octavio Mendoza Gutiérrez**, Asesor y Coasesor de la Tesis que desarrollará Usted, con el objeto de obtener el Grado de **Maestra en Ingeniería Mecánica con Orientación Terminal en Mecatrónica y Sistemas Mecánicos**, me es grato comunicarle que en la sesión del H. Consejo Técnico Consultivo celebrada el día 21 de enero del presente, fue aprobado el Temario propuesto:

TEMARIO:

"Estimación de Rigidez de Extremidades Superiores en Usuarios de Sistemas Hápticos para Terapia Ocupacional"

Introducción.

1. Sistemas hápticos en la estimación de rigidez de articulaciones
2. Plataforma experimental del sistema
3. Resultados experimentales de la estimación de rigidez de miembro superior

Conclusiones

Referencias

"MODOS ET CUNCTARUM RERUM MENSURAS AUDEBO"

A T E N T A M E N T E



DR. RICARDO ROMERO MÉNDEZ
SECRETARIO DEL CONSEJO
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE INGENIERÍA
SECRETARÍA

www.uaslp.mx

Av. Manuel Nava 8
Zona Universitaria • CP 78290
San Luis Potosí, S.L.P.
tel (444) 826 2330 al39
fax (444) 826 2336

Copia. Archivo
*etn.



UASLP
Universidad Autónoma
de San Luis Potosí



FACULTAD DE
INGENIERÍA



**CENTRO DE
INVESTIGACIÓN
Y ESTUDIOS
DE POSGRADO**

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE INGENIERÍA

AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN

13 JULIO 2021
DÍA MES AÑO

Secretaría General de la Facultad de Ingeniería
PRESENTE.

Nos permitimos hacer de su conocimiento que el (la) Sr(ita):

TORRES

APELLIDO PATERNO

HERNÁNDEZ

APELLIDO MATERNO

ALICIA MAGDALENA

NOMBRE (S)

ha efectuado a satisfacción las correcciones que se le indicaron durante la revisión conjunta a su trabajo de titulación, por lo cual estamos autorizando con esta forma la impresión del mismo.

Sin otro particular por el momento, protestamos las seguridades de nuestra atenta y distinguida consideración.

ATENTAMENTE

NOMBRE

JUAN ANTONIO Ardénas Goundo
NOMBRE

NOMBRE

Mauro Maya Méndez
NOMBRE

NOMBRE

Emilio J. González Galván
NOMBRE

NOMBRE

Marco O. Mendoza Gutiérrez
NOMBRE

NOMBRE

Alejandro González de Alba
NOMBRE

NOMBRE

FIRMA

[Firma]
FIRMA

FIRMA

Mauro E. Maya Méndez
FIRMA

FIRMA

[Firma]
FIRMA

FIRMA

[Firma]
FIRMA

FIRMA

[Firma]
FIRMA

FIRMA

NOTA: El sustentante cuenta con tres meses, a partir de la fecha de aprobación del Examen Previo, para la presentación del Examen de Grado, ya que al vencimiento de este plazo, deberá solicitar Examen Previo de nueva cuenta, realizando nuevamente los trámites para tal propósito.

ENTREGAR:

- 3 EJEMPLARES IMPRESOS (4 EJEMPLARES SI HAY UN CO-ASESOR).
- UN EJEMPLAR ADICIONAL POR CADA SINODAL EN FORMATO IMPRESO O DIGITAL, SEGÚN HAYA SIDO INDICADO POR CADA SINODAL.

Resumen

En este trabajo de tesis se presenta el desarrollo de un algoritmo de estimación de rigidez basado en la metodología de estimación secuencial por mínimos cuadrados, en donde el objeto de estudio es la articulación del codo. Para implementar este algoritmo se propone una plataforma experimental que consta de un sistema de rehabilitación que hace uso de las tecnologías de realidad virtual y sistemas hápticos. Este sistema está dividido en dos etapas. En la etapa de calibración se calculan los valores de rigidez que presenta el usuario al suministrar fuerzas específicas. Los resultados obtenidos en esta etapa son equiparables en magnitud a los presentados en la literatura, a pesar de que en este trabajo se consideran como perturbaciones las fuerzas de retroalimentación del sistema háptico, las cuales son desconocidas. En la etapa de experimentación se utilizan los resultados obtenidos por el algoritmo de estimación en una interfaz gráfica, esto con el fin de ajustar la rigidez a las condiciones de movilidad articular del sujeto de experimentación. Por otro lado, se estimó la rigidez para evaluar el funcionamiento de esta etapa, los resultados comprueban que de acuerdo a la tarea realizada, el valor de rigidez se ajusta a dicha actividad. Con esto, se corrobora que el sistema propuesto es una solución para generar ejercicios que consideren las condiciones musculares.

Dedicatoria

Para mi bebé, Alicia Desirée

Agradecimientos

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (Conacyt) por el apoyo económico recibido durante la realización de este proyecto.

A Alicia Desirée, por acompañarme durante los días de escritura. Gracias por ser mi motivación a ser una mejor persona cada día.

A Samuel, tu ayuda ha sido fundamental, has estado conmigo incluso en los momentos difíciles. Este proyecto no fue fácil pero estuviste apoyándome y motivándome siempre.

A mi mamá, mis hermanos y mis abuelitos, por siempre apoyarme, creer en mis sueños, por su amor incondicional, por la paciencia en los días malos y las risas en los buenos y por brindarme un espacio de confianza y felicidad.

A mis asesores el Dr. Emilio y el Dr. Marco por todo el apoyo y la motivación que me brindaron durante el desarrollo de este trabajo.

Índice general

Capítulo

1. Introducción	1
2. Sistemas hápticos en la estimación de rigidez de articulaciones	11
2.1. Estado del arte	12
2.2. Miembro superior	18
2.2.1. Modelo cinemático directo del brazo humano	19
2.2.2. Modelo cinemático directo del robot <i>Touch</i>	22
2.3. Estimación secuencial lineal por mínimos cuadrados	25
2.3.1. Modelo de estimación	25
3. Plataforma experimental del sistema	28
3.1. Sistema de adquisición de las señales de electromiografía	28
3.2. Sistema de adquisición de las posiciones angulares del codo	30
3.3. Dispositivo háptico	31
3.4. Interfaz gráfica de la etapa de calibración y de la etapa de experimentación	33

3.4.1. Etapa de calibración	33
3.4.2. Etapa de experimentación	35
4. Resultados experimentales de la estimación de rigidez de miembro superior	40
5. Conclusiones	54
 Apéndice	
A. Biomecánica del brazo humano	56
B. Convención de Denavit-Hartenberg para obtener el modelo cinemático directo de un robot manipulador	60
C. Consentimiento Informado	62
 Bibliografía	 68

Índice de figuras

Figura

1.1. Ejemplo de una unidad motora [24].	6
1.2. Ejemplo de una señal de EMG [19].	7
1.3. Modelo de Hill para simular las propiedades mecánicas del músculo esquelético [28].	8
2.1. Interfaz gráfica del proyecto presentado por Angsupasirikul et al. [33]. .	12
2.2. Robot de efector final utilizado en el proyecto presentado por Angsupa- sirikul et al. [33].	13
2.3. Interfaces gráficas diseñadas por Elsaeh et al. [32].	14
2.4. Sistema propuesto por Zhang, et al.[34].	15
2.5. Proceso seguido por Fang et al. para el cálculo de la rigidez articular [30].	17
2.6. Resultados obtenidos por Cheng et al [30].	17
2.7. Huesos y articulaciones del miembro superior [35].	19
2.8. Marcos de referencia del brazo humano.	20

2.9. Robot <i>Touch</i>	22
2.10. Marcos de referencia del robot <i>Touch</i>	23
3.1. Colocación de los electrodos. En a) la configuración para el bíceps braquial, en b) la configuración para el tríceps braquial y el electrodo de referencia en el codo.	29
3.2. Dispositivo <i>Biosignal Plux</i> ®	29
3.3. Sistema de adquisición de posiciones angulares. En a) se puede observar el motor <i>Dynamixel Ax-18A</i> junto con el adaptador U2D2. En b) se observa el motor unido a la estructura de madera.	30
3.4. Archivo de texto de los sistemas de adquisición de señales de EMG y de posiciones angulares	31
3.5. Esquema del dispositivo <i>Touch</i>	33
3.6. Diagrama de bloques de la relación entre las coordenadas involucradas en los entornos real y virtual.	33
3.7. Interfaz gráfica de la etapa de calibración.	34
3.8. Robot <i>Touch</i> ® y la interfaz gráfica de calibración. En a) se observa la configuración del robot cuando se ejerce la fuerza en la dirección e_1 . En b) se observa la configuración del robot cuando se ejerce la fuerza en la dirección e_2 . En c) se observa la configuración del robot cuando se ejerce la fuerza en la dirección e_3	35
3.9. Interfaz gráfica de la etapa de experimentación.	37

3.10. Pasos a seguir para hacer uso de la interfaz de experimentación. En a) se muestra la interfaz de experimentación. En b) aparece el cursor en la escena, este elemento apoya al usuario en la interacción con el entorno virtual. En la subfigura c) el usuario ha cambiando la posición inicial de la esfera uno y la ha colocado dentro del cilindro uno. Por último, en c) se observa que el usuario ha repetido el paso anterior con las esferas faltantes.	39
4.1. Prueba experimental de la etapa de calibración.	41
4.2. Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de calibración sin resistencia	43
4.3. Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de calibración con la resistencia 1	44
4.4. Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de calibración con la resistencia 2	45
4.5. Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de calibración con la resistencia 3	46
4.6. Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de calibración con la resistencia 4	47
4.7. Experimento con perspectiva de visión desde el usuario.	48
4.8. Prueba experimental de la etapa de experimentación.	49
4.9. Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de experimentación sin resistencia	49
4.10. Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de experimentación con la resistencia 1	50
4.11. Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de experimentación con la resistencia 2	51

4.12. Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de experimentación con la resistencia 3	52
4.13. Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de experimentación con la resistencia 4	53
A.1. Planos anatómicos [35].	59
C.1. Colocación de los electrodos. En a) la configuración para el biceps braquial, en b) la configuración para el triceps braquial y el electrodo de referencia en el codo.	64
C.2. Sistema de adquisición de posiciones angulares. En a) se puede observar el motor <i>Dynamixel Ax-18A</i> junto con el adaptador U2D2. En b) se observa el motor unido a la estructura de madera.	64
C.3. Robot Touch	65
C.4. Interfaz gráfica de la etapa de calibración.	65
C.5. Interfaz gráfica de la etapa de experimentación.	66

Capítulo 1

Introducción

De acuerdo con el Instituto Nacional de Estadística y Geografía en México, existen más de siete millones de personas que se encuentran en condición de limitación en la actividad física, de las cuales, el 33 % no puede mover sus brazos. Es por esto que es necesario continuar con el desarrollo de proyectos de investigación que ayuden a mejorar la experiencia de los pacientes al realizar tareas de rehabilitación, que contribuyan a incrementar su calidad de vida [1].

Existen distintas enfermedades que limitan la actividad física de las personas que las padecen, como es el caso de los accidentes cerebro vasculares (ACV) los cuales provocan espasmos musculares involuntarios. Si no se lleva un esquema de terapia que permita recuperar el control de sus movimientos, esta enfermedad puede causar una disminución en la calidad de vida de los pacientes [2]. Por otro lado, la enfermedad de Parkinson es un padecimiento neurodegenerativo que se caracteriza por presentar alteraciones en el sistema neuromotor como son lentitud en la ejecución de tareas, rigidez muscular y temblores en las extremidades cuando el paciente está en reposo [3] [4]. Otro padecimiento asociado con la disminución de la destreza motora es la epicondilitis lateral, también co-

nocida como codo de tenista, que es un problema que afecta al tendón extensor ubicado en el epicondilo lateral del codo humano. Se origina al realizar movimientos repetitivos o de sobre esfuerzo en la muñeca y está asociado a diversas actividades laborales, es un padecimiento que se diagnostica con exámenes de exploración y su tratamiento más efectivo es la terapia física que incluya movimientos de agarre [5] - [7]. Este proyecto de tesis se centró en desarrollar una herramienta que permita a pacientes con epicondilitis lateral realizar ejercicios de terapia ocupacional.

De acuerdo con el Instituto Mexicano del Seguro Social, el 34 % de las condiciones que generan incapacidad laboral son las relacionadas con los problemas músculo-esqueléticos, estas patologías se originan a partir de lesiones de estrés repetitivo, problemas de trauma acumulativo o síndrome de sobreuso [5]. De acuerdo a Guzmán et al. la terapia que sigue un paciente debe ser acorde a la lesión que presenta. A continuación se mencionan los tipos de terapia que existen.

- Terapia pasiva: hace referencia a cuando el paciente no puede realizar movimientos y éstos son realizados por el terapeuta.
- Terapia activa: es cuando el paciente tiene la capacidad de realizar todos los ejercicios de rehabilitación por su cuenta.
- Terapia asistida: es una combinación de los conceptos anteriores, es decir, se le permite al paciente realizar los ejercicios que no representen un problema para él y se le ayuda con los ejercicios que no pueda realizar [8].

Estos tipos de terapia pueden ser implementados con herramientas tecnológicas como los sistemas robóticos en combinación con entornos de realidad virtual la cual, por

sus características a través de sus características vuelve más atractivos los ejercicios de rehabilitación que debe seguir el paciente. El término realidad virtual (RV) puede ser definido como un conjunto de componentes creados sintéticamente mediante una computadora, los cuales tienen como objetivo simular un entorno real. Una de las características principales de estos ambientes es la capacidad de introducir al usuario en el entorno, además de responder a las acciones del usuario en tiempo real [9] - [11]. Existen cuatro componentes importantes de los sistemas de RV:

- Entorno: es el conjunto de objetos creados con el fin de formar la interfaz.
- Inmersión: es la capacidad que tiene el entorno de involucrar al usuario en sus características.
- Sensaciones: son los tipos de retroalimentación que los sistemas de RV tienen hacia el usuario. Generalmente, en los sistemas de RV la retroalimentación es visual.
- Interactividad: es la cualidad del sistema de RV para que el usuario pueda modificar el entorno virtual en el que está inmerso [11].

Los sistemas de realidad virtual en conjunto con sistemas robóticos se han convertido en una herramienta para los terapeutas, ya que se pueden desarrollar sistemas de rehabilitación que permitan a los pacientes realizar diversos tipos de terapia acorde a su lesión [12]. Debido a la creciente demanda de terapias de rehabilitación, se ha utilizado la terapia robótica con el objetivo de proporcionar al terapeuta herramientas que le ayuden a brindar a los pacientes mejores experiencias al realizar sus ejercicios. Además, estas herramientas también facilitan la evaluación cuantitativa del avance de los usuarios [13]. Existen dos tipos de robots que son los más utilizados para cumplir con estos objetivos, los robots de efector final y los exoesqueletos. Los robots de efector final tienen la ventaja de que pueden ser utilizados por cualquier paciente, sin importar la longitud de

sus extremidades, además se pueden ajustar para que su movimiento afecte solo a una articulación del brazo humano. En cambio, los exoesqueletos están diseñados para que sus juntas coincidan con las articulaciones de los pacientes, esto les permite controlar varios grados de libertad (GDL) a la par, una desventaja de este tipo de robot es que las longitudes de sus eslabones se deben adaptar a las longitudes de las extremidades del usuario [14].

En este proyecto de tesis, se utilizó como sistema robótico un dispositivo háptico de efector final con el cual se realiza la interacción con el entorno de RV. Para definir la palabra háptico se puede partir de su etimología: este término proviene del griego *haptesthai* el cual significa "lo relacionado al sentido del tacto"; es por eso que el concepto de háptico se puede definir como el conjunto de sensaciones táctiles, ya sea en un ambiente real o virtual. Diferentes ciencias, como la biomecánica o la neurofisiología, han estudiado la manipulación de objetos y las fuerzas de interacción, ya que el tacto es el único sentido que presenta un flujo bidireccional de información entre el entorno y el observador [15]. El medio por el cual el ser humano puede percibir estas sensaciones es la piel y para ser más específicos, el usuario interactúa con estos sistemas mediante la manipulación [16].

Una interfaz háptica es el conjunto de un entorno virtual y un dispositivo robótico que proporciona retroalimentación de sensaciones en forma de fuerza, esto permite que el usuario pueda interactuar con las características físicas de los objetos virtuales, así como manipularlos [17]. Estas interfaces son de gran ayuda ya que proporcionan la sensación de inmersión a los usuarios de interfaces de RV. Se han popularizado en los últimos años ya que se pueden utilizar para mejorar actividades como terapias de rehabilitación, sistemas de enseñanza y simulación quirúrgica. Estos nos permiten interactuar con interfaces de realidad virtual o aumentada (RA) mediante fuerzas de retroalimen-

tación que simulan el contacto con objetos virtuales. A pesar de esto, existen pocos estudios en los que se analiza si estos sistemas ayudan a generar la misma activación muscular que las actividades realizadas en un entorno real [12].

Una de las propuestas para evaluar si el paciente está recibiendo sesiones de terapia efectivas es realizar el análisis de la señal de electromiografía (EMG). Cuando se realiza la adquisición de la señal de EMG de un músculo se observa la sumatoria del cambio de potencial de las unidades motoras que están cerca de los electrodos [18]. Las unidades motoras consisten en el conjunto de una terminal nerviosa y una o varias fibras musculares como se muestra en la Figura 1.1. Las fibras están entrelazadas y distribuidas longitudinalmente por el músculo. Cuando se realiza un movimiento que requiere ser aplicado en poco tiempo y con mucha fuerza, las unidades motoras se activan sincronizadamente. Debido a esto y la anatomía muscular, la medición de la actividad eléctrica de una unidad motora se ve afectada por la actividad eléctrica de las unidades motoras contiguas. En la Figura 1.2 se presenta un ejemplo de una señal de electromiografía adquirida con electrodos de superficie en la que se diferencia fácilmente entre el estado de reposo y la activación muscular [19].

Una vez obtenida la señal de EMG de interés, puede ser analizada para conocer distintas características del músculo. En el caso de este proyecto de tesis, esta señal se analiza para obtener la rigidez muscular, ya que ésta es un indicador cuantitativo que se utiliza para personalizar los ejercicios de terapia. Existen estudios que comprueban que existe una relación lineal entre la rigidez muscular y la señal de EMG [20].

El sistema nervioso central controla las articulaciones involucradas en los movimientos manuales con el objetivo de generar la impedancia mecánica necesaria para realizar distintas tareas. El control y la optimización de la impedancia mecánica le permite a los

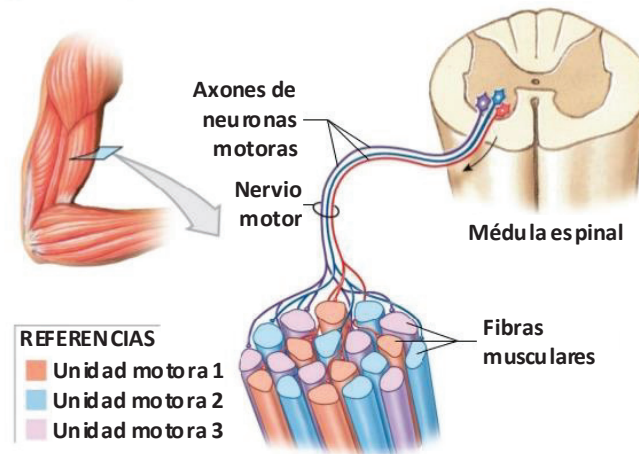


Figura 1.1: Ejemplo de una unidad motora [24].

seres humanos adaptarse a tareas difíciles de realizar [21]. Generalmente, se estudia la rigidez articular como subrogado de la impedancia mecánica, ya que la rigidez es una de las partes fundamentales de la impedancia y está relacionada directamente con la activación muscular [22]. La rigidez muscular es la relación que existe entre la fuerza requerida para lograr la extensión de un músculo y el cambio de su longitud al someterse a cargas. Cuando la rigidez es alta, se dice que el músculo presenta una gran oposición a que su longitud cambie [23]. La contracción de las fibras musculares es un proceso que permite crear fuerza para mover o resistir una carga que se opone a la contracción del músculo [24]. Existen varias teorías que describen que durante la activación muscular las fibras se contraen y cuando el músculo vuelve a su estado de reposo éstas se relajan, por lo que se suele comparar este comportamiento con la dinámica de un resorte [24]. Para el desarrollo de este proyecto se eligió la estimación de rigidez porque puede ser analizada como un subrogado de la impedancia mecánica muscular, la cual es utilizada como índice cuantitativo de la resistencia que presenta un músculo al someterlo a una fuerza [22]. Además, tanto la rigidez como la impedancia son variables ampliamente utilizadas en procesos de rehabilitación asistida por robots [25] - [27].

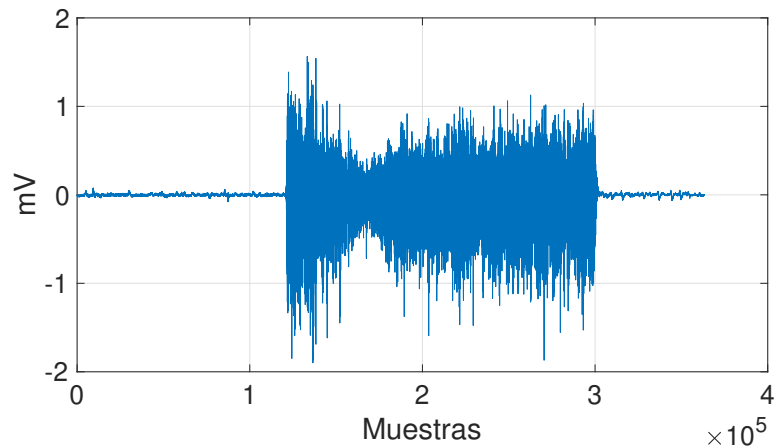


Figura 1.2: Ejemplo de una señal de EMG [19].

Se han realizado diversos estudios para identificar y comprender las propiedades mecánicas de los músculos, en ellos se describe que los tejidos biológicos no obedecen la ley de Hooke, tampoco se comportan de acuerdo con la mecánica de fluidos Newtoniana y su ecuación constitutiva es muy compleja. Generalmente, son materiales no uniformes, anisotrópicos y sus propiedades cambian bajo diferentes condiciones fisiológicas [28].

Los músculos suelen tener características de los sólidos elásticos y de los fluidos viscosos, así que se conocen como materiales viscoelásticos y pueden ser representados mecánicamente de acuerdo con el modelo de Hill, el cual se muestra que en la Figura 1.3, donde E_2 es la representación mecánica de un tendón, E_1 corresponde a la representación del tejido conectivo que está rodeando a las fibras musculares, η_1 es la representación de las miofibrillas de elastina, actina y miosina y σ corresponde al esfuerzo del músculo [28].

Al realizar la estimación de rigidez muscular se utilizará el modelo de Hill para simular las características mecánicas de los músculos, ya que se considera que es el mo-

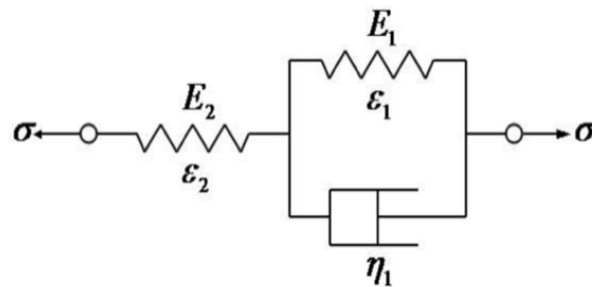


Figura 1.3: Modelo de Hill para simular las propiedades mecánicas del músculo esquelético [28].

delo más preciso para simular el comportamiento dinámico muscular [22]. Nichols et al. (2009) mencionan que en el área de la biomecánica se utiliza el término rigidez para describir la resistencia del músculo a elongarse cuando se somete a cargas, sin ignorar que sus propiedades mecánicas impiden aislar su comportamiento elástico [29].

Por otro lado, existen algunos trabajos en donde se obtiene la rigidez del miembro superior haciendo uso de un espacio de trabajo horizontal, además, las fuerzas de perturbación utilizadas por estos autores son fuerzas diseñadas para obtener respuestas específicas. En el caso de este proyecto de tesis, se propone un espacio de trabajo formado por un plano vertical y las fuerzas de perturbación utilizadas son desconocidas, a pesar de esto, los resultados son equiparables con los obtenidos en los trabajos [30] y [31]. En cuanto a las propuestas en donde se diseñan interfaces de realidad virtual que son aplicadas a terapia no se han encontrado trabajos que consideren las condiciones físicas del paciente para adaptarse y brindar un entorno acorde a su lesión. En el caso del proyecto realizado por Elsaeh et al. sus interfaces de realidad virtual proporcionan una alarma cuando el paciente está por sufrir dolor [32]. Basan su análisis en un cuestionario que se le proporciona después de realizar sus sesiones de terapia. En cambio, en este proyecto de tesis se adapta el entorno de acuerdo a la estimación de rigidez del

modo, es decir, se basa en datos cuantitativos.

Por lo anterior, se establece como hipótesis de este trabajo que es posible desarrollar algoritmos que estimen la rigidez articular del miembro superior de usuarios de sistemas hápticos para rehabilitación y además se pueden diseñar ejercicios que consideren la rigidez estimada para adaptarse a las condiciones de movilidad de cada usuario.

En este sentido, el objetivo general de este proyecto de tesis es desarrollar un algoritmo de estimación de rigidez en extremidades superiores, mediante el modelado biomécanico de la interacción humano-robot en sistemas hápticos para rehabilitación y haciendo uso de información electromiográfica, con la finalidad de mejorar la experiencia del usuario y generar ejercicios de terapia ocupacional adaptables a sus condiciones de movilidad articular. Los objetivos específicos se describen en la siguiente lista:

1. Diseñar una interfaz háptica en dos y tres dimensiones adecuada para terapia ocupacional y para el Touch 3D stylus ®.
2. Desarrollar e implementar el método de estimación de rigidez.
3. Ensamblar las etapas del proyecto para desarrollar un entorno adaptable.
4. Validar experimentalmente la plataforma diseñada.

Este documento de tesis está organizado de la siguiente manera:

- Capítulo 2 Sistemas hápticos en la estimación de rigidez de articulaciones: Es la sección en la que se describen detalladamente cada una de las partes que conforman el marco teórico del proyecto.

- Capítulo 3 Plataforma experimental del sistema: Mediante diagramas de flujo e imágenes, se describen cada uno de los procedimientos que componen la programación realizada para implementar la plataforma experimental.
- Capítulo 4 Resultados Experimentales: Se presentan los resultados obtenidos en las pruebas experimentales realizadas para validar el funcionamiento de la plataforma experimental.
- Capítulo 5 Conclusiones: Se resumen los logros del proyecto y las perspectivas a futuro para el mejoramiento del mismo.

Capítulo 2

Sistemas hápticos en la estimación de rigidez de articulaciones

En este capítulo se introduce el estado del arte con el objetivo de presentar los trabajos relacionados con el diseño y desarrollo de sistemas de realidad virtual así como su aplicación en las terapias de rehabilitación. También se reseñan las aportaciones realizadas al tema de estimación de rigidez, se hizo énfasis en las técnicas de estimación que implementaron los autores mencionados así como el diseño de las fuerzas de perturbación que proponen. Además, se realizó el modelado cinemático directo del brazo humano con el fin de conocer las coordenadas cartesianas de la mano con respecto a los movimientos del codo y la muñeca. Por otra parte, se desarrolló el modelo cinemático directo del robot Touch para conocer las coordenadas cartesianas de su efector final en función de los movimientos de las articulaciones que se utilizan en este proyecto de tesis. Por otro lado se describe el método de estimación secuencial lineal por mínimos cuadrados, este método es el que se implementó en este proyecto de tesis ya que permite realizar la estimación de los parámetros al momento de tener disponibles las muestras de las señales de electromiografía y las posiciones angulares del codo humano. Por último se presenta el modelo de estimación seleccionado, el cual se usa en conjunto con el modelo de estimación para obtener los parámetros necesarios para calcular la rigidez

articular del codo humano al utilizar el sistema de rehabilitación diseñado, el cual se describe detalladamente en el siguiente capítulo.

2.1 Estado del arte

Con el objetivo de proporcionar a los pacientes un entorno de rehabilitación amigable, se han realizado diversos proyectos como el presentado por Angsupasirikul et al. (2015), en el cual se diseñó una interfaz que le permite al usuario realizar ejercicios de terapia en un ambiente relacionado con sus actividades cotidianas. Este sistema de rehabilitación se diseñó para realizar diferentes tipos de terapia: activa, activa asistida o pasiva. Como se muestra en la Figura 2.1, la interfaz consta de la simulación virtual de la extremidad dañada y cuatro esferas, las cuales debe tomar el usuario y colocarlas en un orificio que también forma parte del escenario virtual. Para corroborar el correcto funcionamiento de su sistema, se realizaron pruebas experimentales con sujetos sanos, los cuales hicieron uso de un robot de efector final mostrado en la Figura 2.2, este robot se diseñó por los autores para interactuar con la interfaz virtual, sus características técnicas se describen en el Cuadro 2.1 [33].

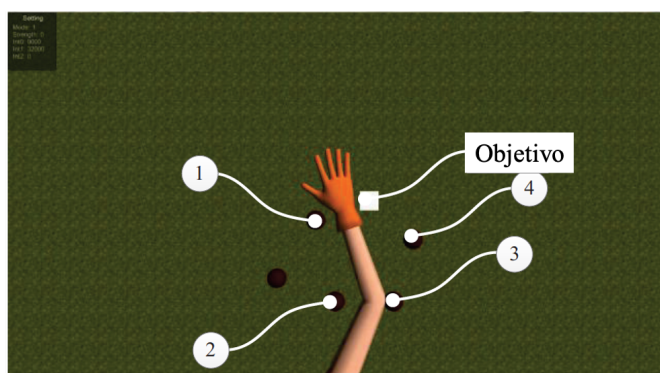


Figura 2.1: Interfaz gráfica del proyecto presentado por Angsupasirikul et al. [33].

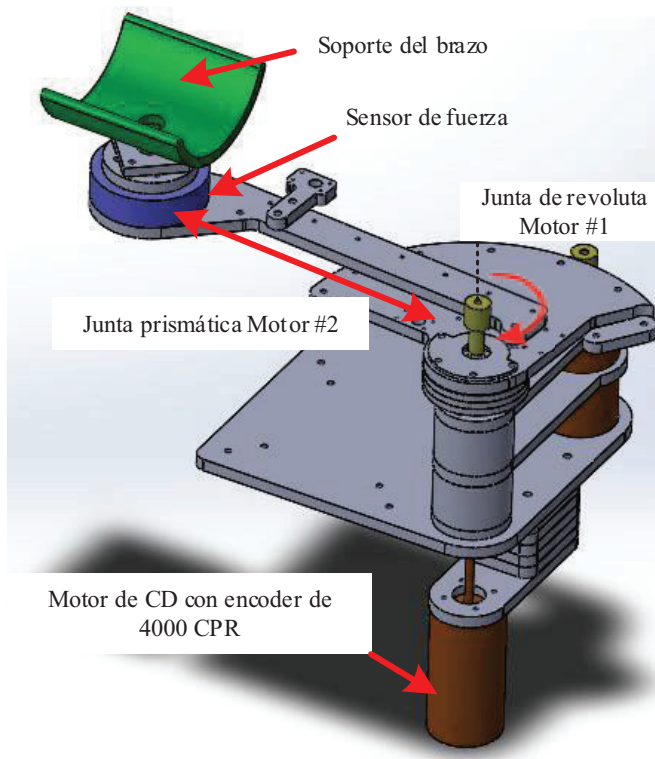


Figura 2.2: Robot de efector final utilizado en el proyecto presentado por Angsupasirikul et al. [33].

Cuadro 2.1: Características del robot utilizado por Angsupasirikul et al.

Tipo de robot	Efector final
Grados de libertad	3 grados de libertad, 2 activos y 1 pasivo
Configuración	Revoluta-prismática (RP)
Motores	2 motores de corriente directa (CD)
Encoder	4000 pulsos por revolución (PPR)

En el trabajo descrito en [32] se diseñaron tres interfaces gráficas, las cuales se muestran en la Figura 2.3 con el objetivo de simular entornos de trabajo bidimensionales y asegurar la rehabilitación de diferentes movimientos del miembro superior. Las características de inmersión de los escenarios virtuales se basaron en los elementos principales de la terapia ocupacional. Además, la interfaz cuenta con una alarma para indicar cuando el paciente está por realizar movimientos que pueden lastimarlo. Para el diseño

de las interfaces de realidad virtual se consideraron los movimientos de flexión, extensión, abducción, adducción, pronación y supinación. Para comprobar el funcionamiento de su sistema realizaron pruebas experimentales con pacientes pediátricos, los cuales hicieron uso de un robot de efector final comercial para interactuar con la interfaz.

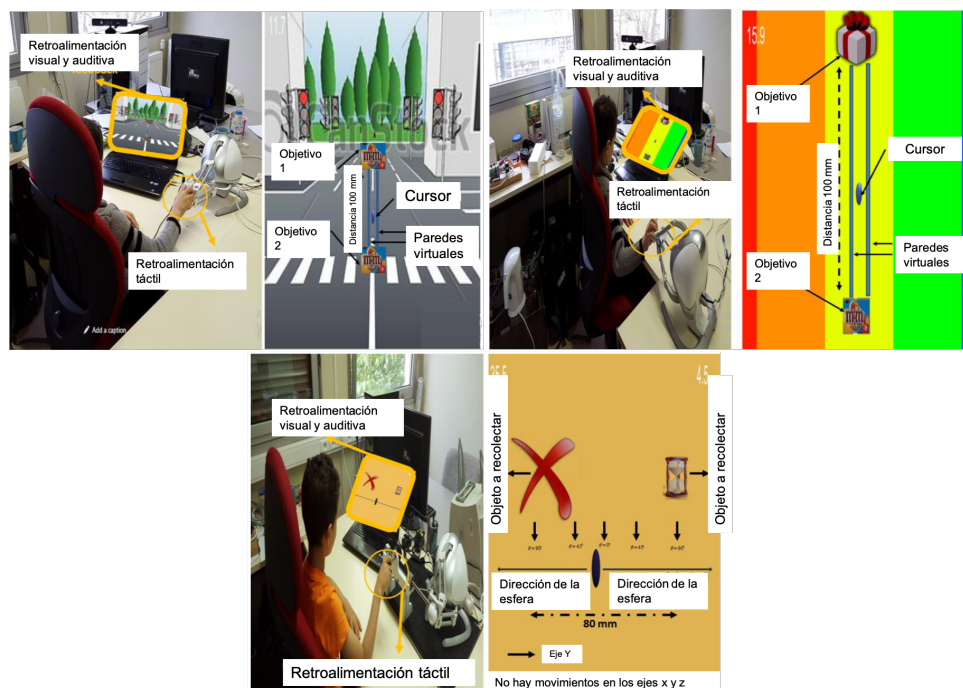


Figura 2.3: Interfaces gráficas diseñadas por Elsaeh et al. [32].

El proyecto realizado por Zhang, et al. (2019) es un entorno virtual basado en la teoría de neurorehabilitación. Está formado por un exoesqueleto, un dispositivo háptico y una interfaz gráfica, los cuales se muestran en la Figura 2.4; las características de los robots utilizados se encuentran descritas en los Cuadros 2.2 y 2.3, respectivamente. En la interfaz gráfica del sistema se muestra al terapeuta el desempeño del paciente en tiempo real y además se guarda la información de cada entrenamiento para que se puedan realizar análisis posteriores. Para validar su funcionamiento, los autores realizaron pruebas experimentales con sujetos sanos, los cuales interactuaron con la interfaz de RV

haciendo uso de un robot de efector final comercial [34].

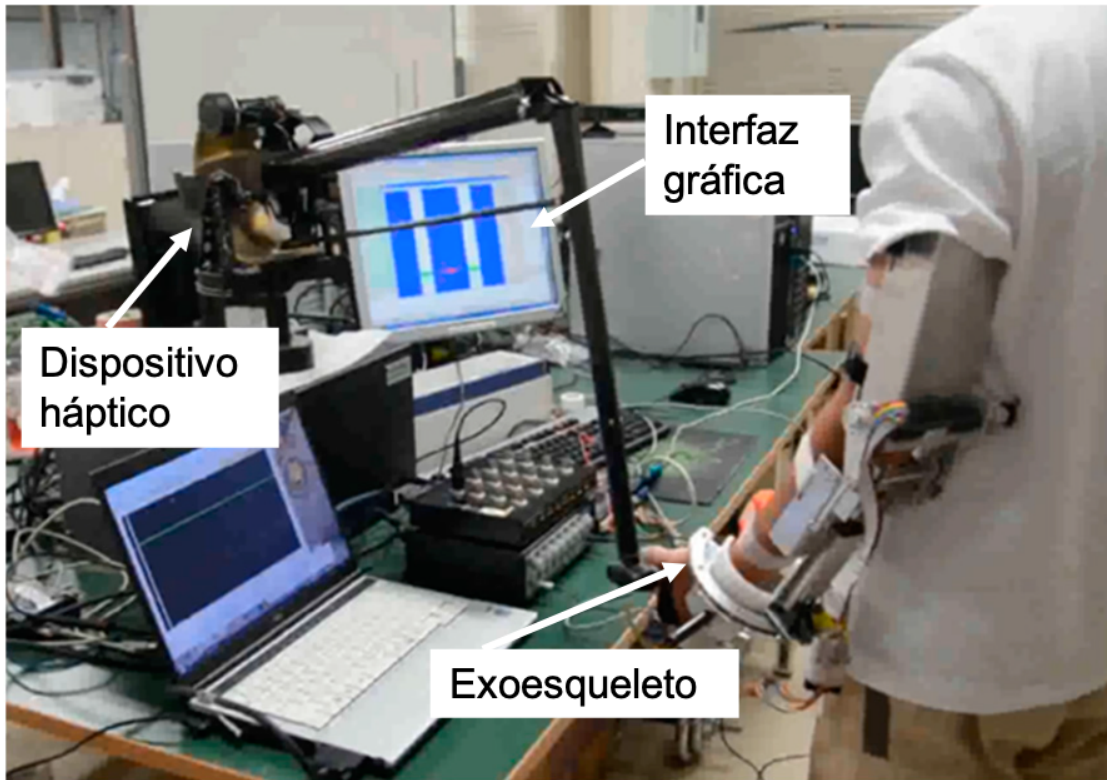


Figura 2.4: Sistema propuesto por Zhang, et al.[34].

Cuadro 2.2: Características del exoesqueleto diseñado por Zhang et al.

Tipo de robot	Exoesqueleto
Grados de libertad	3 grados de libertad
Configuración	Revoluta
Motores	2 motores de CD

Para el caso de la estimación de rigidez existen trabajos como el presentado en [30], en el que se utilizó el método de estimación por mínimos cuadrados para calcular la

Cuadro 2.3: Características del robot Phantom Premium de la marca 3D systems ® .

Tipo de robot	Efector final
Grados de libertad	6 grados de libertad
Configuración	Revoluta
Motores	6 motores de CD

rigidez articular del hombro, del codo y de la muñeca. El proceso seguido para estimar la rigidez de las articulaciones que se encuentran en el brazo humano se muestra en la Figura 2.5. Debido a que su objeto de estudio era el brazo humano, se consideraron siete grados de libertad (GDL). Se dividió el cálculo de la rigidez en dos etapas debido a que los movimientos de abducción y aducción del hombro hacen que la posición del codo cambie de plano, es por ello que los autores en la primer etapa se centran en el cálculo de rigidez del hombro y en la segunda etapa solo aplican las fuerzas de perturbación en el codo. Los autores proponen aplicar fuerzas de perturbación con magnitud aleatoria y que generen movimientos circulares para realizar la estimación de rigidez. Estas fuerzas fueron aplicadas en coordenadas cartesianas y se observan los efectos que causan en el espacio articular. Para validar su algoritmo de estimación se realizaron pruebas experimentales en dos sujetos sanos, los resultados obtenidos de estas pruebas se presentaron en un gráfico de radar como se muestra en la Figura 2.6, en el que cual se ve reflejada la distribución de la rigidez en los músculos del brazo humano, además, con esta clase de gráficos se puede realizar una comparación de los resultados obtenidos por los dos sujetos.

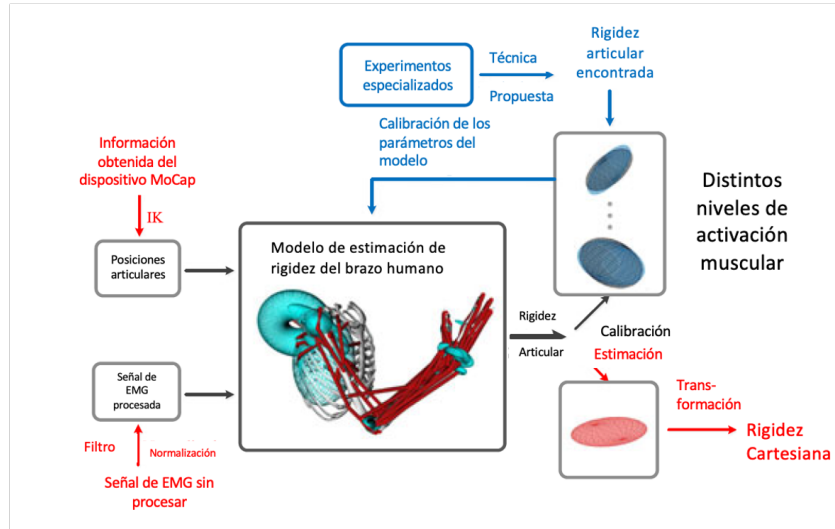


Figura 2.5: Proceso seguido por Fang et al. para el cálculo de la rigidez articular [30].

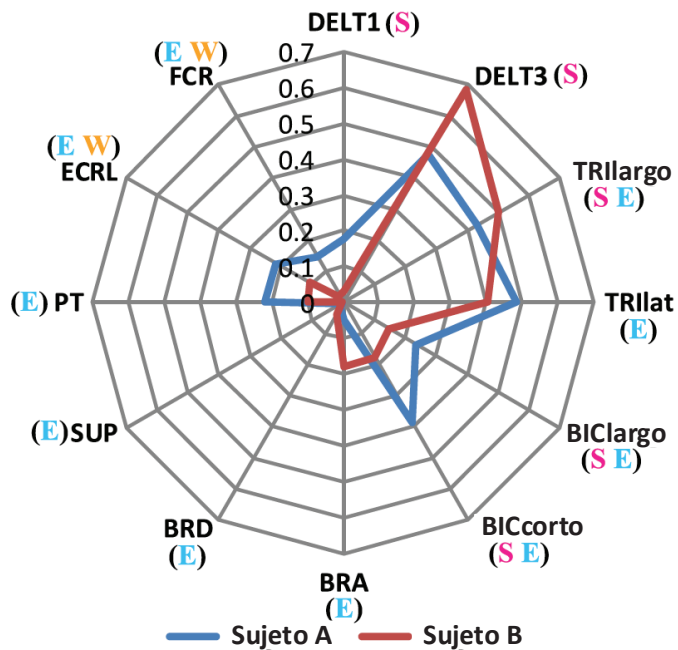


Figura 2.6: Resultados obtenidos por Cheng et al [30].

En el trabajo presentado por Börner, et al. (2019) se realizó la estimación de todos los componentes de la impedancia mecánica muscular del brazo humano. En su plataforma experimental se incluyó un robot comercial de dos grados de libertad para asegurar que el espacio de trabajo sea un plano. Los autores diseñaron fuerzas de pertur-

bación para generar respuestas específicas en los usuarios de su sistema, consideraron como condiciones importantes el contenido en frecuencia de la perturbación y que ésta sea lo suficientemente suave como para garantizar una mínima distorsión. Con el fin de cumplir con estas condiciones, los autores proponen la siguiente función:

$$\dot{\mathbf{u}}_p = \begin{cases} \frac{1}{2} \operatorname{sen} \left(\left(\frac{t_{p,1}}{T_p} + \frac{3}{2} \right) \pi \right) + \frac{1}{2} & \forall t_{p,1} \in [0, T_p] \\ \operatorname{sen} \left(\left(\frac{t_{p,2}}{T_p} + \frac{1}{2} \right) \pi \right) & \forall t_{p,2} \in [0, T_p] \\ \frac{1}{2} \operatorname{sen} \left(\left(\frac{t_{p,3}}{T_p} + \frac{3}{2} \right) \pi \right) - \frac{1}{2} & \forall t_{p,3} \in [0, T_p] \end{cases} \quad (2.1)$$

donde, $T_p = \frac{T_{pert}}{3}$, T_{pert} corresponde a la duración total de la perturbación y $t_{p,i}$ corresponde a la duración de los segmentos que conforman la perturbación. Para validar su propuesta, se realizaron pruebas experimentales en cinco sujetos sanos en las cuales se obtuvieron buenos resultados ya que estos son comparables en orden de magnitud con los resultados obtenidos por otros autores cuyos proyectos son similares al presentado, esto les permite concluir que su método es aplicable para casos reales. [31].

2.2 Miembro superior

El miembro superior se caracteriza por realizar acciones motoras finas. Las articulaciones que lo conforman interactúan de manera sincronizada para llevar a cabo movimientos suaves y así poder realizar una tarea específica. Las articulaciones del miembro superior se ilustran en la Figura 2.7.



Figura 2.7: Huesos y articulaciones del miembro superior [35].

Para este proyecto se consideraron como articulaciones principales la articulación del codo y el conjunto de las articulaciones radiocarpiana y radiocubital distal, también conocida como articulación de la muñeca. En el Apéndice A se encuentra información detallada sobre esta extremidad.

2.2.1 Modelo cinemático directo del brazo humano

Con el objetivo de conocer las posiciones cartesianas de la mano con respecto a los movimientos del codo y la muñeca se obtuvo el modelo cinemático directo del brazo

humano. Para seleccionar los marcos coordenados unidos a cada eslabón se utilizó la convención de Denavit-Hartenberg, la cual se explica ampliamente en el Apéndice B. Es importante mencionar que se redujo el número de juntas del brazo humano con el objetivo de que el análisis de los movimientos se mantenga en un plano y así estimar la rigidez como se estudió en la literatura. Debido a que las articulaciones del brazo humano se consideran juntas de revoluta los ejes z_{h_0} y z_{h_1} se asignaron como los ejes de rotación de éstas, como se muestra en la Figura 2.8. Se siguieron los pasos 2 a 7 de la convención de Denavit-Hartenberg para obtener la tabla de parámetros de cada eslabón, la cual se observa en el Cuadro 2.4, donde, l_{h_1} y l_{h_2} corresponden a las longitudes del brazo y el antebrazo, respectivamente, y θ_{h_1} y θ_{h_2} son las posiciones angulares del codo y la muñeca, respectivamente.

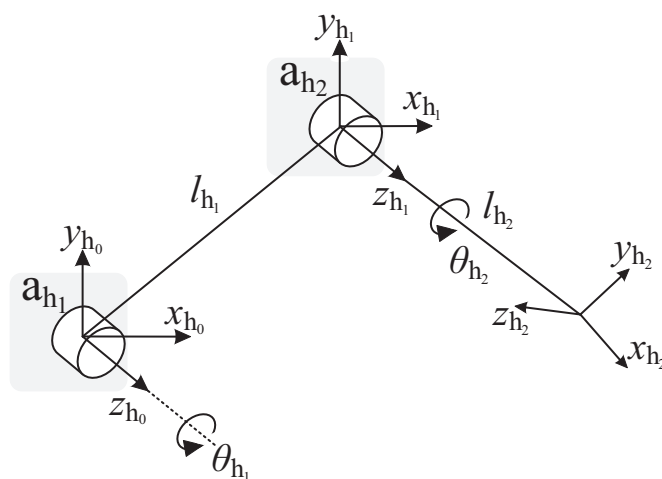


Figura 2.8: Marcos de referencia del brazo humano.

Cuadro 2.4: Parámetros asociados al brazo humano.

i	a_i	d_i	α_i	θ_i
1	l_{h_1}	0	0	θ_{h_1}
2	l_{h_2}	0	0	θ_{h_2}

Del paso 8 resultan las siguientes matrices de transformación homogénea \mathbf{A}_{h_1} y \mathbf{A}_{h_2}

$$\mathbf{A}_{h_1} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{h_1}) & -\text{sen}(\theta_{h_1}) & 0 & l_{h_1} \cos(\theta_{h_1}) \\ \text{sen}(\theta_{h_1}) & \cos(\theta_{h_1}) & 0 & l_{h_1} \text{sen}(\theta_{h_1}) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

$$\mathbf{A}_{h_2} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{h_2}) & -\text{sen}(\theta_{h_2}) & 0 & l_{h_2} \cos(\theta_{h_2}) \\ \text{sen}(\theta_{h_2}) & \cos(\theta_{h_2}) & 0 & l_{h_2} \text{sen}(\theta_{h_2}) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

Por último, se obtuvo la siguiente matriz de transformación resultante.

$$\begin{aligned} \mathbf{T}_{0/2} &= \mathbf{A}_{h_1} \mathbf{A}_{h_2} & (2.4) \\ &= \begin{bmatrix} \cos(\theta_{h_1} + \theta_{h_2}) & -\text{sen}(\theta_{h_1} + \theta_{h_2}) & 0 & l_{h_2} \cos(\theta_{h_1} + \theta_{h_2}) + l_{h_1} \cos(\theta_{h_1}) \\ \text{sen}(\theta_{h_1} + \theta_{h_2}) & \cos(\theta_{h_1} + \theta_{h_2}) & 0 & l_{h_2} \text{sen}(\theta_{h_1} + \theta_{h_2}) + l_{h_1} \text{sen}(\theta_{h_1}) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Es importante mencionar que en el desarrollo de este proyecto de tesis se mantienen fijas las articulaciones del hombro y la muñeca para considerar únicamente la movilidad del codo. Es decir, en este análisis la junta a_{h_2} se mantiene constante.

2.2.2 Modelo cinemático directo del robot *Touch*

El robot *Touch* de la marca *3D Systems*® el cual se muestra en la Figura 2.9 es un dispositivo háptico de seis grados de libertad, tres de posición y tres de orientación. Está formado por tres juntas de revoluta que permiten al efector final cambiar de posición y una junta esférica que permite orientarlo. Es importante mencionar que para fines de este proyecto sólo se consideraron como juntas activas la junta 2 (a_{r_2}) y la junta 3 (a_{r_3}) mostradas en la Figura ya que la junta 1 (J_1) permanece fija durante los experimentos.



Figura 2.9: Robot *Touch*.

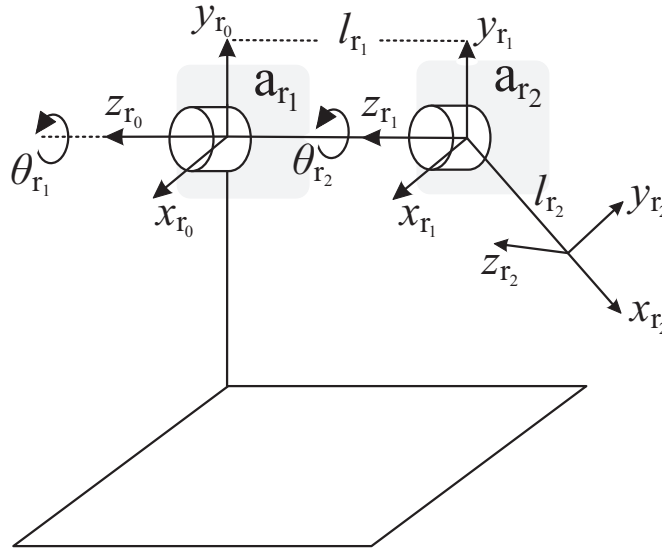


Figura 2.10: Marcos de referencia del robot *Touch*.

Con el objetivo de caracterizar el movimiento de este robot se realizó el modelo cinemático directo, para el cual se utilizó la metodología de Denavit-Hartenberg, detallada en el Apéndice B. Debido a que las juntas consideradas para este modelo son juntas de revoluta, se localizan los ejes z_{r_0} y z_{r_1} como los ejes de rotación de estas articulaciones, como se muestra en la Figura 2.10.

Para formar la tabla de parámetros de cada eslabón se consideraron los pasos 2 a 7 de la convención mencionada anteriormente, la cual se observa en el Cuadro 2.5, donde l_{r_1} y l_{r_2} corresponden a la longitud de los eslabones y θ_{r_1} y θ_{r_2} son la posición angular de las juntas J_1 y J_2 respectivamente.

Cuadro 2.5: Parámetros asociados al robot *Touch*.

i	a_i	d_i	α_i	θ_i
1	l_{r_1}	0	0	θ_{r_1}
2	l_{r_2}	0	0	θ_{r_2}

Continuando con el paso 8 de la convención se obtienen las matrices de transformación homogénea \mathbf{A}_{r_1} y \mathbf{A}_{r_2}

$$\mathbf{A}_{r_1} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{r_1}) & -\text{sen}(\theta_{r_1}) & 0 & l_{r_1} \cos(\theta_{r_1}) \\ \text{sen}(\theta_{r_1}) & \cos(\theta_{r_1}) & 0 & l_{r_1} \text{sen}(\theta_{r_1}) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

$$\mathbf{A}_{r_2} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{r_2}) & -\text{sen}(\theta_{r_2}) & 0 & l_{r_2} \cos(\theta_{r_2}) \\ \text{sen}(\theta_{r_2}) & \cos(\theta_{r_2}) & 0 & l_{r_2} \text{sen}(\theta_{r_2}) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

Para finalmente obtener la matriz de transformación final dada por

$$\begin{aligned} \mathbf{T}_{0/2} &= \mathbf{A}_{r_1} \mathbf{A}_{r_2} & (2.7) \\ &= \begin{bmatrix} \cos(\theta_{r_1} + \theta_{r_2}) & -\text{sen}(\theta_{r_1} + \theta_{r_2}) & 0 & l_{r_2} \cos(\theta_{r_1} + \theta_{r_2}) + l_{r_1} \cos(\theta_{r_1}) \\ \text{sen}(\theta_{r_1} + \theta_{r_2}) & \cos(\theta_{r_1} + \theta_{r_2}) & 0 & l_{r_2} \text{sen}(\theta_{r_1} + \theta_{r_2}) + l_{r_1} \text{sen}(\theta_{r_1}) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Esta matriz proporciona la orientación y posición del efector final del robot con respecto al sistema coordinado en la base $x_{r_0} y_{r_0} z_{r_0}$

2.3 Estimación secuencial lineal por mínimos cuadrados

El método de estimación secuencial es utilizado cuando las mediciones del experimento son adquiridas al mismo tiempo del que deben ser procesadas. Las estimaciones actuales se calculan considerando las estimaciones previas [36]. A este método está definido por las siguientes ecuaciones:

$$\mathbf{P}_1 = [\mathbf{A}_1^T \mathbf{W}_1 \mathbf{A}_1]^{-1} \quad (2.8)$$

$$\hat{X}_1 = \mathbf{P}_1 [\mathbf{A}_1^T \mathbf{W}_1 \mathbf{Y}_1] \quad (2.9)$$

$$\mathbf{P}_{k+1} = \mathbf{P}_k - \mathbf{P}_k \mathbf{A}_{k+1}^T (W_{k+1}^{-1} + \mathbf{A}_{k+1} \mathbf{P}_k \mathbf{A}_{k+1}^T)^{-1} \mathbf{A}_{k+1} \mathbf{P}_k \quad (2.10)$$

$$\hat{X}_{k+1} = \hat{X}_k - \mathbf{P}_k \mathbf{A}_{k+1}^T (W_{k+1}^{-1} + \mathbf{A}_{k+1} \mathbf{P}_k \mathbf{A}_{k+1}^T)^{-1} [Y_{k+1} - \mathbf{A}_{k+1} \hat{X}_k] \quad (2.11)$$

donde, \mathbf{P}_k es la matriz de covariancia de \hat{X} , los valores óptimos de los parámetros del modelo de estimación se describen como \hat{X} , A_k es la matriz de coeficientes del modelo, W_k es la matriz de pesos relativos y las ecuaciones (2.10) y (2.11) son las ecuaciones de actualización del método de estimación secuencial por mínimos cuadrados [36].

2.3.1 Modelo de estimación

La rigidez muscular se caracteriza por la relación dinámica entre el movimiento de la extremidad superior y la actividad muscular, para estimarla se hizo uso del modelo presentado en [37]. Osu et al. (1999) propusieron el siguiente modelo matemático para estimar rigidez muscular

$$\mathbf{R} = -\frac{\partial \tau}{\partial q} = \mathbf{B}\mathbf{S}\mathbf{B}^T \quad (2.12)$$

donde, \mathbf{R} corresponde a la rigidez, $\mathbf{B} = [d_1 \quad -d_2]$ y $\mathbf{S} = \begin{bmatrix} p_1 u_1 + s_{01} & 0 \\ 0 & p_2 u_2 + s_{02} \end{bmatrix}$. Al realizar la multiplicación de matrices $\mathbf{B}\mathbf{S}\mathbf{B}^T$ se obtiene la siguiente ecuación

$$\mathbf{R}_c = d_1^2 (p_1 u_1 + s_{01}) + d_2^2 (p_2 u_2 + s_{02}) \quad (2.13)$$

donde, d_i corresponde al momento causado por la fuerza aplicada al brazo, u_i es la activación de los músculos involucrados en el movimiento del codo, p_i corresponde a la proporción que existe entre la rigidez y la activación muscular y s_{0i} es el valor de rigidez cuando el músculo está inactivo. Por último, se reorganiza la ecuación anterior para obtener el modelo de estimación que será utilizado en la sección de Plataforma Experimental.

$$\mathbf{R}_c = a_1 u_1 + a_2 u_2 + b \quad (2.14)$$

donde, $a_1 = d_1^2 p_1$, $a_2 = d_2^2 p_2$ y $b = d_1^2 s_{01} + d_2^2 s_{02}$.

Para implementar la metodología de estimación secuencial lineal por mínimos cuadrados se utilizó el modelo descrito en la ecuación (2.14). Como mediciones se tomaron las posiciones angulares del codo y las señales de electromiografía (EMG) de los músculos involucrados en su movimiento, de esta forma, las ecuaciones (2.8) y (2.9) aplicadas a este modelo resultan de la siguiente forma

$$\mathbf{P}_1 = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} W_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_1 & u_2 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

$$\hat{\mathbf{X}}_1 = \begin{bmatrix} P_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} W_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Y_1 \end{bmatrix} \quad (2.16)$$

$$\mathbf{Y}_1 = -\frac{\tau}{q} \quad (2.17)$$

donde, u_1 y u_2 corresponden a la primer muestra de las activaciones musculares de los bíceps y tríceps braquiales respectivamente, \mathbf{Y}_1 se calculó como el cociente entre la carga y la primer muestra de la posición angular del codo. τ se calculó como el producto del brazo de palanca y la fuerza ejercida por el dispositivo robótico. Además, se consideró un peso uniforme a todas las mediciones, por lo tanto, $W_1 = 1$.

En cuanto a las ecuaciones 2.10 y 2.11 se tomaron las siguientes consideraciones:

$$\mathbf{P}_k = \begin{bmatrix} u_{1k} \\ u_{2k} \\ 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} W_k \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_{1k} & u_{2k} & 1 \end{bmatrix} \quad (2.18)$$

$$\mathbf{A}_{k+1} = \begin{bmatrix} u_{1k+1} & u_{2k+1} & 1 \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

$$\mathbf{Y}_{1k+1} = -\frac{\tau}{q_{k+1}} \quad (2.20)$$

en donde el subíndice k hace referencia a las muestras actuales y el subíndice $k + 1$ hace referencia a las muestras siguientes. Al igual que en las ecuaciones 2.15 y 2.16, se considera un peso uniforme para todas las mediciones, entonces $W_k = 1$.

Capítulo 3

Plataforma experimental del sistema

En este capítulo se presenta el desarrollo de la plataforma experimental utilizada en este proyecto de tesis. Esta plataforma está compuesta de cuatro etapas o elementos principales:

1. Sistema de adquisición de las señales de electromiografía.
2. Sistema de adquisición de las posiciones angulares del codo.
3. Dispositivo háptico.
4. Interfaz gráfica de la etapa de calibración y de la etapa de experimentación.

3.1 Sistema de adquisición de las señales de electromiografía

Se eligieron el bíceps y el tríceps braquiales como músculos a analizar debido a que son el flexor y extensor principales del codo. Se colocaron un par de electrodos a lo largo de cada músculo y un electrodo de referencia eléctrica en el codo, como se muestra en la Figura 3.1.

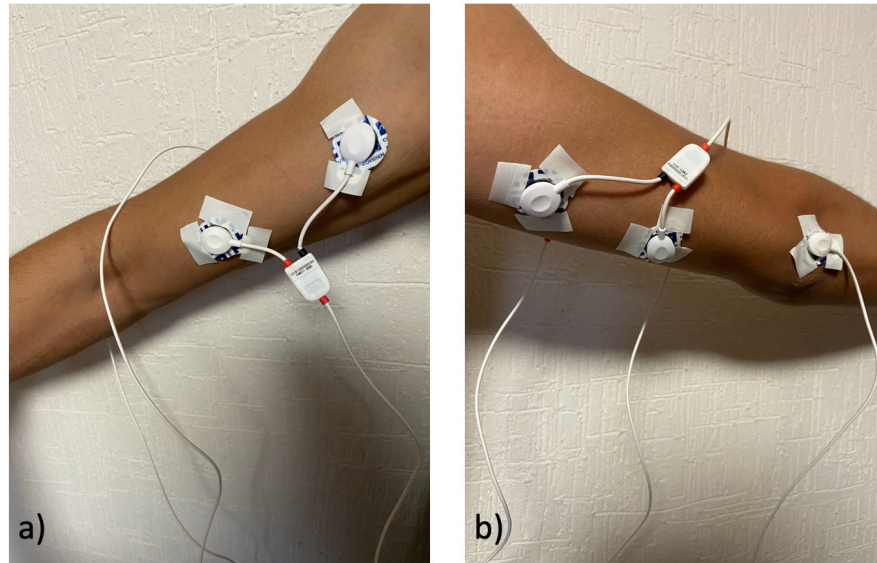


Figura 3.1: Colocación de los electrodos. En a) la configuración para el bíceps braquial, en b) la configuración para el tríceps braquial y el electrodo de referencia en el codo.

Para realizar la adquisición de las señales de interés se utilizó el dispositivo *Biosignal Flux*® a una frecuencia de muestreo de 1 kHz y resolución de 16 bits, este dispositivo se muestra en la Figura 3.2. Además, se realizó un programa en C++, haciendo uso de la librería *flux*, la cual fue desarrollada por el fabricante para facilitar el uso del dispositivo en este lenguaje de programación.



Figura 3.2: Dispositivo *Biosignal Flux*®

3.2 Sistema de adquisición de las posiciones angulares del codo

Se utilizó el motor *Dynamixel Ax-18A* de la marca Robotis® para que éste, con ayuda de una estructura de sujeción de madera, siga los movimientos de flexión y extensión, esto con el fin de obtener las posiciones angulares del codo en movimiento. Es importante mencionar que, para hacer uso de las mediciones tomadas del encoder de este motor, se realizó un programa en el lenguaje C++ utilizando la librería *dynamixel_sdk*, y se hizo uso del adaptador U2D2 para transferir los datos del motor a la computadora, el sistema de adquisición de posiciones angulares se muestra en la Figura C.2 a) y en la Figura C.2 b) se observa la estructura de madera mencionada anteriormente.

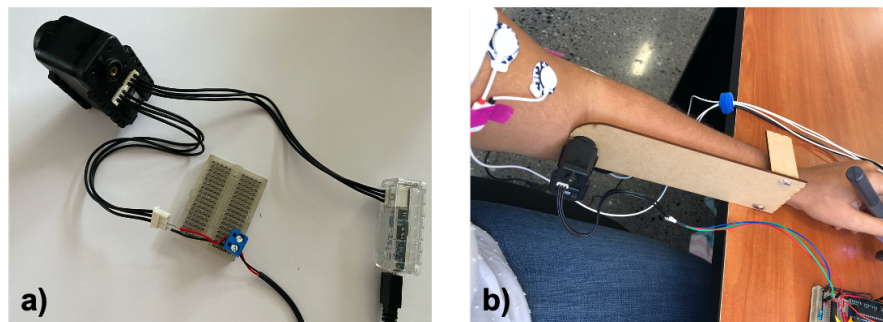
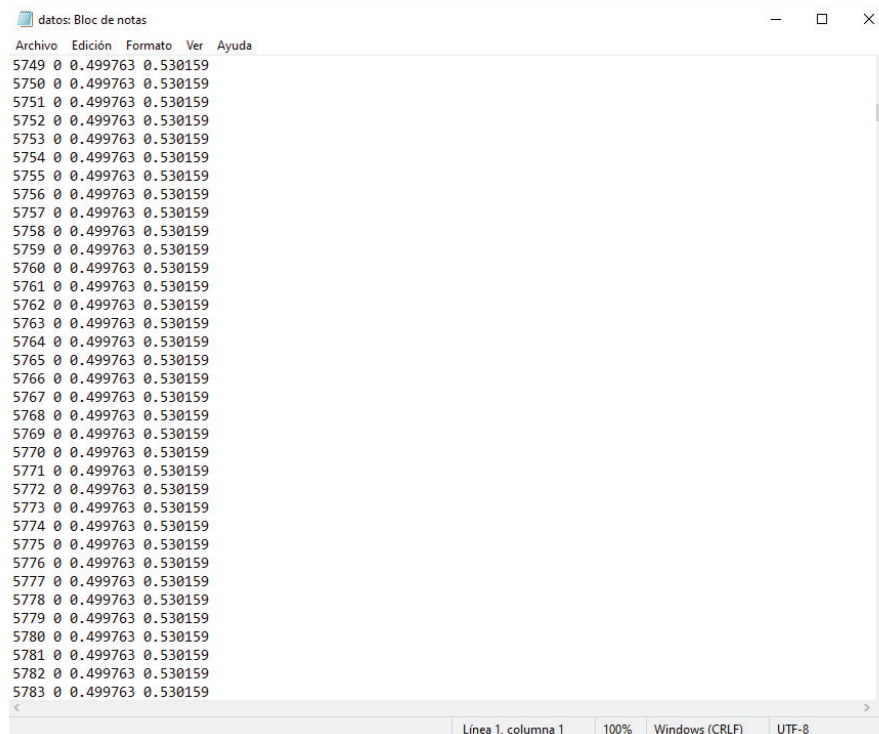


Figura 3.3: Sistema de adquisición de posiciones angulares. En a) se puede observar el motor *Dynamixel Ax-18A* junto con el adaptador U2D2. En b) se observa el motor unido a la estructura de madera.

Por último, los sistemas de adquisición antes mencionados guardan los datos recolectados en un archivo de texto, el cual facilita el procesamiento de la información. En la Figura 3.4 se muestra el archivo de texto generado por una de las pruebas experimentales realizada en este trabajo de tesis, la primera columna guarda el número de muestra, la segunda la posición angular y las tercera y cuarta columnas son las señales de EMG del bíceps y tríceps braquiales respectivamente. En el caso de este proyecto, se utilizó este

archivo de texto para realizar el cálculo de la rigidez en Matlab y así verificar los datos obtenidos por el método de estimación secuencial por mínimos cuadrados programado en C++.



```
datos: Bloc de notas
Archivo Edición Formato Ver Ayuda
5749 0 0.499763 0.530159
5750 0 0.499763 0.530159
5751 0 0.499763 0.530159
5752 0 0.499763 0.530159
5753 0 0.499763 0.530159
5754 0 0.499763 0.530159
5755 0 0.499763 0.530159
5756 0 0.499763 0.530159
5757 0 0.499763 0.530159
5758 0 0.499763 0.530159
5759 0 0.499763 0.530159
5760 0 0.499763 0.530159
5761 0 0.499763 0.530159
5762 0 0.499763 0.530159
5763 0 0.499763 0.530159
5764 0 0.499763 0.530159
5765 0 0.499763 0.530159
5766 0 0.499763 0.530159
5767 0 0.499763 0.530159
5768 0 0.499763 0.530159
5769 0 0.499763 0.530159
5770 0 0.499763 0.530159
5771 0 0.499763 0.530159
5772 0 0.499763 0.530159
5773 0 0.499763 0.530159
5774 0 0.499763 0.530159
5775 0 0.499763 0.530159
5776 0 0.499763 0.530159
5777 0 0.499763 0.530159
5778 0 0.499763 0.530159
5779 0 0.499763 0.530159
5780 0 0.499763 0.530159
5781 0 0.499763 0.530159
5782 0 0.499763 0.530159
5783 0 0.499763 0.530159
< >
Línea 1, columna 1 100% Windows (CRLF) UTF-8
```

Figura 3.4: Archivo de texto de los sistemas de adquisición de señales de EMG y de posiciones angulares

3.3 Dispositivo háptico

El dispositivo robótico utilizado en este proyecto de tesis es el robot Touch 3D stylus de la marca 3D systems ®. Este dispositivo cuenta con seis grados de libertad para posicionar y orientar el efector final en el espacio, de los cuales tres poseen un motor para proporcionar al usuario la retroalimentación háptica. Además, cuenta con tres encoders que se encargan de medir el movimiento articular y que son usados para obtener (por medio del modelo cinemático directo) la posición del extremo final respecto a los ejes

X , Y y Z [38]. Está formado por tres juntas de revoluta y una muñeca esférica, como se muestra en la Figura 3.5.

Con esta unidad háptica se puede trabajar en un entorno virtual, para ello se proyecta en la pantalla un cursor, el cual es la representación virtual de la información que proporcionan los encoders antes mencionados. Una vez que el cursor colisiona con alguno de los objetos virtuales se suministran fuerzas, las cuales son diseñadas por el programador para simular la sensación de estar tocando este objeto en el entorno real. Para explicar mejor la relación entre el entorno real y el entorno virtual, es necesario describir el tipo de coordenadas que están involucradas en este sistema. En la Figura 3.6 se observa el diagrama de bloques que describe la relación entre las coordenadas que se describen a continuación:

- **World Coordinate:** hace referencia a las coordenadas de la escena gráfica.
- **View Coordinate:** son las coordenadas de la cámara (posición del observador) desde donde se observa la interfaz de RV.
- **Touch Coordinate:** hace referencia a las coordenadas independientes de cada elemento de la interfaz.
- **Workspace Coordinate:** son las coordenadas independientes del efector final del robot (cinemática directa).

Por otra parte, **World-View Matrix** define las transformaciones en el marco de referencia de la cámara, **View-touch Matrix** define la rotación y la traslación del espacio de trabajo háptico en relación con las coordenadas de la cámara y **Touch-Workspace Matrix** define la asignación de las coordenadas entre la interfaz y el espacio háptico. Este mapeo es un escalamiento para ubicar y orientar el espacio de trabajo háptico dentro del sistema de referencia de la cámara [39].

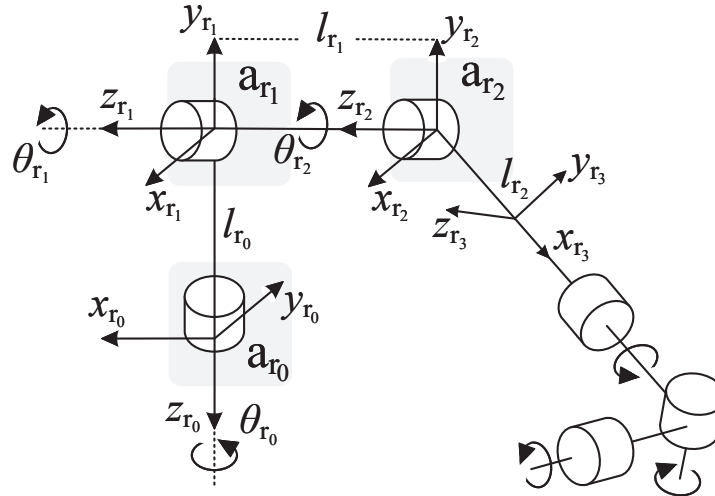


Figura 3.5: Esquema del dispositivo Touch.

3.4 Interfaz gráfica de la etapa de calibración y de la etapa de experimentación

El software se diseñó en la plataforma Visual Studio [®], bajo el lenguaje C++. Está basado en realidad virtual y además se puede interactuar con él por medio de un dispositivo háptico como el robot Tocuh[®] de la marca 3D systems.

3.4.1 Etapa de calibración

Al poner en funcionamiento el programa de la etapa de calibración aparecen en pantalla los modelos tridimensionales de tres cubos como se muestra en la Figura C.4 , los

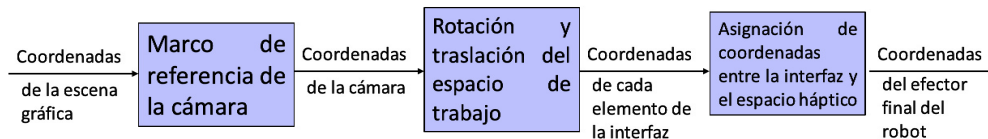


Figura 3.6: Diagrama de bloques de la relación entre las coordenadas involucradas en los entornos real y virtual.

cuales corresponden a las cargas que serán suministradas al usuario del sistema. Se seleccionaron las fuerzas de 3.3, 2.47 y 1.65 N ya que son el 100, 75 y 50 % de la fuerza de retroalimentación que puede ejercer el dispositivo robótico. Se propone que las direcciones de las fuerzas de retroalimentación sean e_1 , e_2 y e_3 ya que estas direcciones propician movimientos de la articulación del codo, la cual es la articulación de interés en este proyecto de tesis. Se diseñó esta interfaz para seguir el protocolo de adquisición de esta etapa, el cual consta de cuatro fases:

1. Fase 1: Máxima contracción voluntaria (MCV)
2. Fase 2: 3.3 N
3. Fase 3: 2.47 N
4. Fase 4: 1.65 N

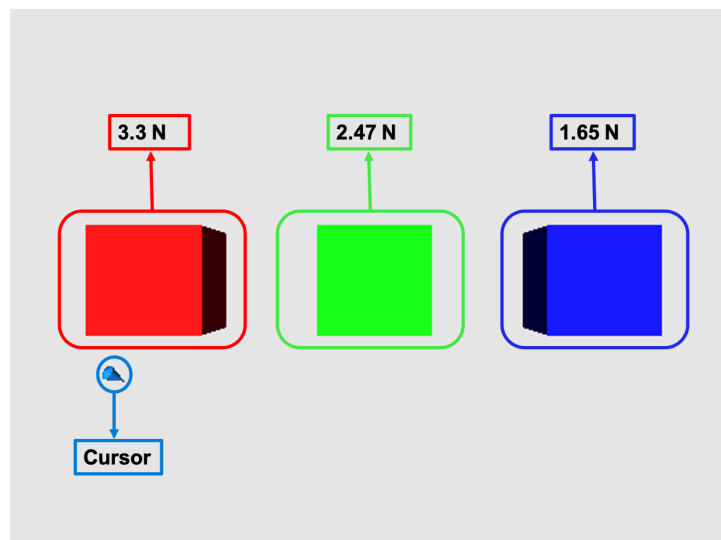


Figura 3.7: Interfaz gráfica de la etapa de calibración.

Con el objetivo de evitar que la fatiga muscular altere los resultados de cada fase, se le pidió al usuario realizar un descanso después de cada ejercicio. Los tiempos utilizados

para cada ejercicio se describen en el Cuadro 3.1. En la Figura 3.8 se muestran las configuraciones de la unidad háptica Touch® de acuerdo a las diferentes direcciones en las que se aplica la fuerza de retroalimentación.

Una vez que el usuario finalizó esta etapa, se realiza la estimación de la rigidez haciendo uso del método y el modelo mencionados en el capítulo anterior. Los resultados de esta estimación serán utilizados en la etapa de experimentación para ajustar los valores de rigidez de la interfaz a la movilidad articular de cada usuario. Esto con el fin de evitar lesiones en el paciente que realizará estas pruebas.

3.4.2 Etapa de experimentación

El software de la etapa de experimentación se diseñó para que un paciente con epicondilis realice ejercicios de terapia de rehabilitación, ya que se propone que para esta

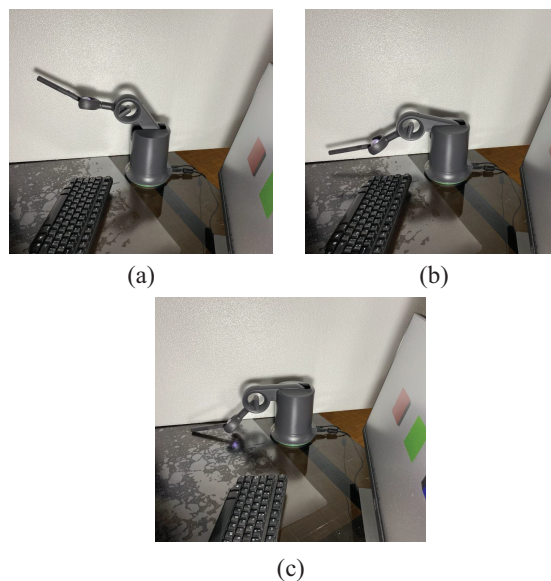


Figura 3.8: Robot Touch® y la interfaz gráfica de calibración. En a) se observa la configuración del robot cuando se ejerce la fuerza en la dirección e_1 . En b) se observa la configuración del robot cuando se ejerce la fuerza en la dirección e_2 . En c) se observa la configuración del robot cuando se ejerce la fuerza en la dirección e_3

patología se realice la técnica movilización con movimiento (*mobilization with movement technique*), la cual consiste en que la combinación de las terapias activa y pasiva, es decir, los primeros movimientos se deben realizar con ayuda del terapeuta seguidos de movimientos realizados por el paciente [40]. En la Figura 3.10 se presenta la interfaz gráfica de la etapa de experimentación, la cual está formada por cinco esferas, cinco cilindros y el cursor. El cursor es el medio por el cual el usuario interactúa con la interfaz gráfica dentro del entorno virtual, los movimientos del cursor son la representación gráfica de los movimientos del efector final de la unidad háptica.

El objetivo de esta etapa es colocar cada esfera dentro de su cilindro correspondiente. Es importante mencionar que la cara circular de cada cilindro cambia su rigidez de acuerdo a los valores obtenidos en la etapa de calibración, con el objetivo de proporcionarle al paciente una plataforma que se adapte a su condición de rigidez articular. En la Figura C.5 se muestran los pasos a seguir cuando se pone en funcionamiento el programa de la interfaz gráfica de experimentación.

En este capítulo se describieron las etapas que conforman la plataforma experimental diseñada para este proyecto de tesis. Esta plataforma está conformada por los sistemas de adquisición de señales de EMG y de posiciones angulares en conjunto con el dispositivo háptico y las interfaces de realidad virtual utilizadas para la etapa de calibración y la de experimentación. En el siguiente capítulo se discuten los resultados obtenidos después de utilizar esta plataforma experimental.

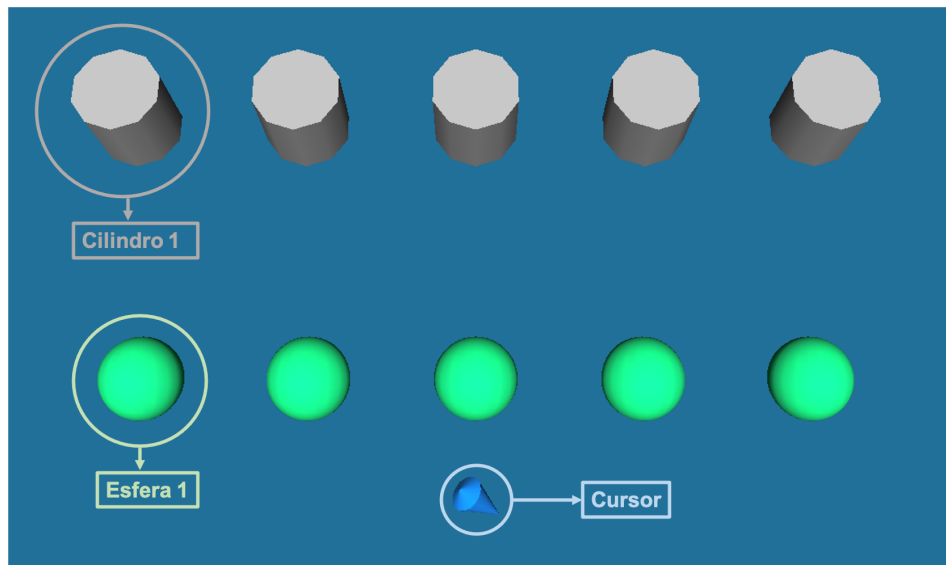


Figura 3.9: Interfaz gráfica de la etapa de experimentación.

Cuadro 3.1: Protocolo experimental.

Tiempo	Fuerza	Dirección
30 s	Máxima contracción voluntaria	-
30 s	reposo	-
20 s	3.3 N	$e_1 = \frac{1}{\sqrt{2}}\hat{j} + \frac{1}{\sqrt{2}}\hat{k}$
20 s	reposo	-
20 s	3.3 N	$e_2 = \hat{k}$
20 s	reposo	-
20 s	3.3 N	$e_3 = -\frac{1}{\sqrt{2}}\hat{j} + \frac{1}{\sqrt{2}}\hat{k}$
20 s	reposo	-
20 s	2.47 N	$e_1 = \frac{1}{\sqrt{2}}\hat{j} + \frac{1}{\sqrt{2}}\hat{k}$
20 s	reposo	-
20 s	2.47 N	$e_2 = \hat{k}$
20 s	reposo	-
20 s	2.47 N	$e_3 = -\frac{1}{\sqrt{2}}\hat{j} + \frac{1}{\sqrt{2}}\hat{k}$
20s	reposo	-
20 s	1.65 N	$e_1 = \frac{1}{\sqrt{2}}\hat{j} + \frac{1}{\sqrt{2}}\hat{k}$
20s	reposo	-
20 s	1.65 N	$e_2 = \hat{k}$
20 s	reposo	-
20 s	1.65 N	$e_3 = -\frac{1}{\sqrt{2}}\hat{j} + \frac{1}{\sqrt{2}}\hat{k}$
20 s	reposo	-

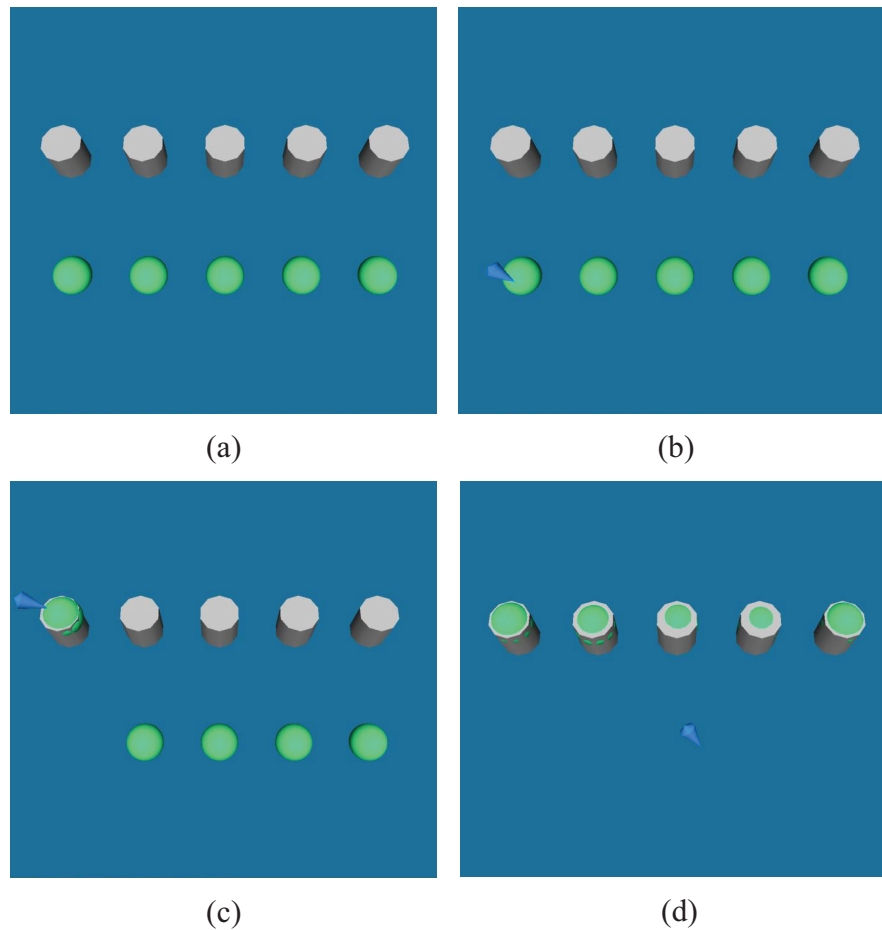


Figura 3.10: Pasos a seguir para hacer uso de la interfaz de experimentación. En a) se muestra la interfaz de experimentación. En b) aparece el cursor en la escena, este elemento apoya al usuario en la interacción con el entorno virtual. En la subfigura c) el usuario ha cambiando la posición inicial de la esfera uno y la ha colocado dentro del cilindro uno. Por último, en c) se observa que el usuario ha repetido el paso anterior con las esferas faltantes.

Capítulo 4

Resultados experimentales de la estimación de rigidez de miembro superior

Con el objetivo de evaluar el desempeño de la plataforma descrita a lo largo del capítulo anterior, se realizaron pruebas experimentales considerando un sujeto de estudio sano. Para limitar el movimiento de bisagra del codo y de esta forma simular diferentes condiciones, se colocó en el brazo del sujeto una liga de resistencia, como se muestra en la Figura 4.1. A fin de distinguir las pruebas realizadas se etiquetó como *Prueba con resistencia 1* a la prueba realizada con la liga de menor resistencia y *Prueba con resistencia 4* a la prueba con mayor resistencia.

Al sujeto se le presentó una carta de consentimiento informado, la cual se muestra en el Apéndice C, en la cual se detalla el protocolo de adquisición mencionado en el Capítulo III. El experimento fue realizado evitando limitar el movimiento del codo. Posteriormente, se utilizaron cuatro ligas con valores diferentes de resistencia para simular diferentes condiciones de rigidez. De esta forma, se creó un escenario para la obtención de la información bajo cinco condiciones diferentes, esto es, de menor a mayor resistencia y se obtuvieron los valores presentados en el Cuadro 4.1 por medio de la estimación secuencial lineal por mínimos cuadrados. Se puede observar que a mayor resistencia de la

Resultados experimentales de la estimación de rigidez de miembro superior



Figura 4.1: Prueba experimental de la etapa de calibración.

liga, los valores de rigidez máxima y promedio se incrementan. Es decir, los valores de rigidez máxima y promedio son directamente proporcionales al valor de la resistencia de la liga.

En el cuadro 4.2 se presentan los valores promedio del error de estimación, se puede observar que para las primeras tres pruebas, el error es cercano a cero siendo estos valores esperados debido a que corroboran que la estimación es precisa. En el caso de las pruebas cuatro y cinco los valores promedio no son tan cercanos a cero como en la pruebas anteriores debido a que se desconoce la magnitud real de las fuerzas de perturbación. Para realizar esta estimación se asume que la magnitud de estas fuerzas es la que se programó, sin embargo, por los resultados obtenidos se observa que en el caso de rigideces mayores es necesario un sensor de fuerza que corrobore la magnitud de la perturbación y así realizar una mejor estimación.

En las Figuras 4.2 a 4.6 se muestran las gráficas de rigidez obtenidas en la primera etapa

Resultados experimentales de la estimación de rigidez de miembro superior

Cuadro 4.1: Resultados experimentales de la etapa de calibración.

	Valor máximo de rigidez	Valor promedio de rigidez
Prueba sin resistencia	13.78 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$	1.81 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$
Prueba con resistencia 1	6.83 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$	0.85 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$
Prueba con resistencia 2	45.56 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$	4.17 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$
Prueba con resistencia 3	62.28 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$	13.97 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$
Prueba con resistencia 4	383.39 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$	27.74 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$

de las pruebas experimentales. Estas gráficas se calcularon haciendo uso de la señales de EMG que se muestran en las figuras mencionadas anteriormente. Se puede observar, que la magnitud de la rigidez aumenta conforme se aumenta la resistencia en el experimento, es decir, en la Figura 4.3 se observa que la gráfica de rigidez se traza en un rango de 0 a 8 $\frac{Nm}{rad}$ mientras que en la Figura 4.4 la gráfica de rigidez se traza entre 0 y 60 $\frac{Nm}{rad}$. Este fenómeno se observa también en las Figuras 4.5 y 4.6, donde se observa un rango de 0 a 80 $\frac{Nm}{rad}$ para la primer gráfica y un rango de 0 a 400 $\frac{Nm}{rad}$ para la segunda gráfica antes mencionada. Por otro lado, en la literatura se menciona que la rigidez es directamente proporcional a la señal de electromiografía [20].

Una vez completadas las pruebas correspondientes a la etapa de calibración, se procedió a realizar las pruebas de la etapa de experimentación. Al igual que en la etapa anterior, se utilizaron ligas de diferente valor de resistencia con el objetivo de simular diferentes condiciones de rigidez. Se tomaron los valores de rigidez promedio obtenidos en la etapa de calibración como los valores de rigidez de los cilindros que conforman la interfaz gráfica de esta etapa con el objetivo de que la interfaz de experimentación sea capaz de adaptarse a cada condición de rigidez.

Resultados experimentales de la estimación de rigidez de miembro superior

Cuadro 4.2: Valor promedio del error de estimación en la etapa de calibración.

	Valor promedio del error de estimación
Prueba sin resistencia	0.32 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$
Prueba con resistencia 1	0.11 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$
Prueba con resistencia 2	0.42 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$
Prueba con resistencia 3	5.48 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$
Prueba con resistencia 4	2.40 $\left[\frac{Nm}{rad}\right]$

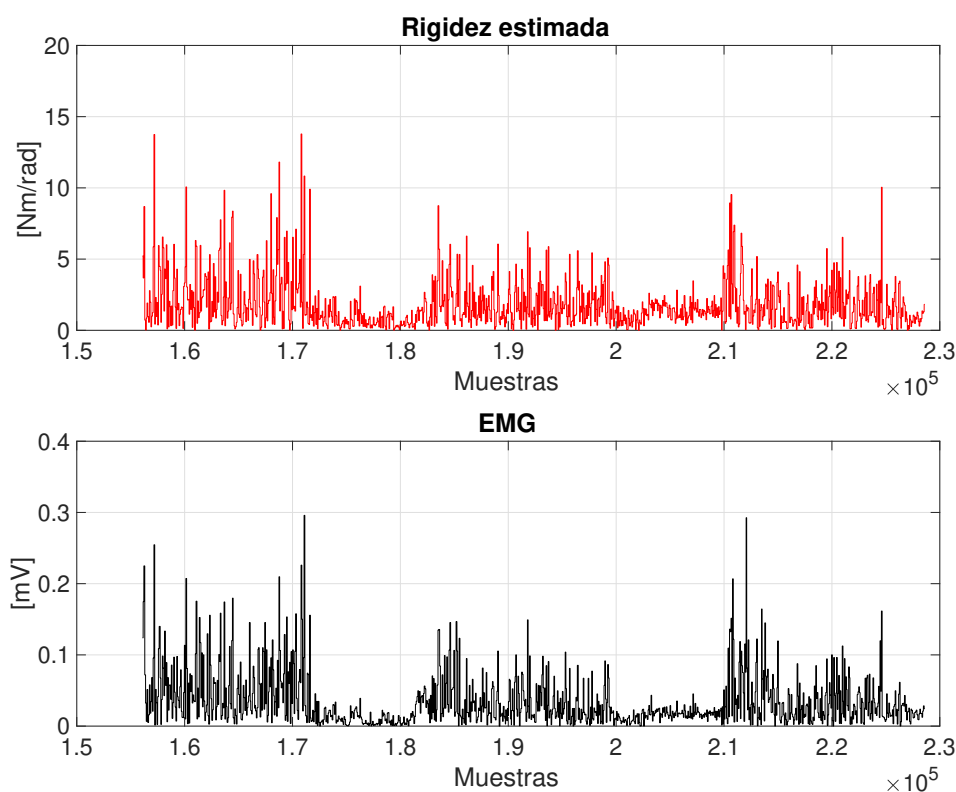


Figura 4.2: Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de calibración sin resistencia

Se le pidió al sujeto hacer uso de los sistemas de adquisición de posiciones angulares, el cual se muestra en la Figura 4.7 y de señales de EMG mientras se realizaron los ejercicios sugeridos con la interfaz háptica de la etapa de experimentación como se muestra

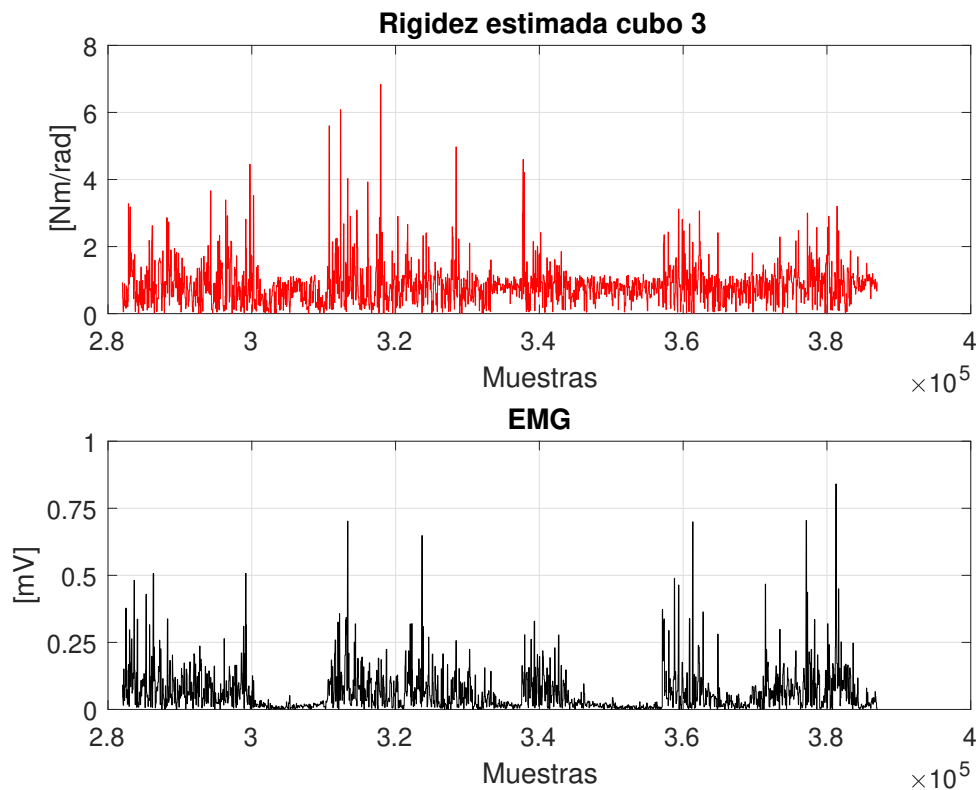


Figura 4.3: Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de calibración con la resistencia 1

en la Figura 4.8, para así evaluar la rigidez que se presenta en cada condición. Los resultados obtenidos en esta etapa se presentan en las Figuras 4.9 a 4.13. En estas Figuras se puede observar que los valores de rigidez son equiparables a los presentados en la literatura, como es el caso del proyecto presentado por Li et al, en el cual reportan valores de rigidez entre 0 y $900 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$ [41]. Otro ejemplo es el trabajo realizado por Pérez-Ibarra et al, en el que sus pruebas experimentales reportan valores de rigidez entre los 0 y $200 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$ [25]. Por último, en el proyecto presentado por Borner et al reportan valores de rigidez promedio de $110.52 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$ y $313.75 \frac{\text{Nm}}{\text{rad}}$ [31]. Por lo tanto, los resultados obtenidos en la etapa de experimentación son los esperados. Con esto es posible validar la plataforma experimental propuesta en este trabajo de tesis.

Resultados experimentales de la estimación de rigidez de miembro superior

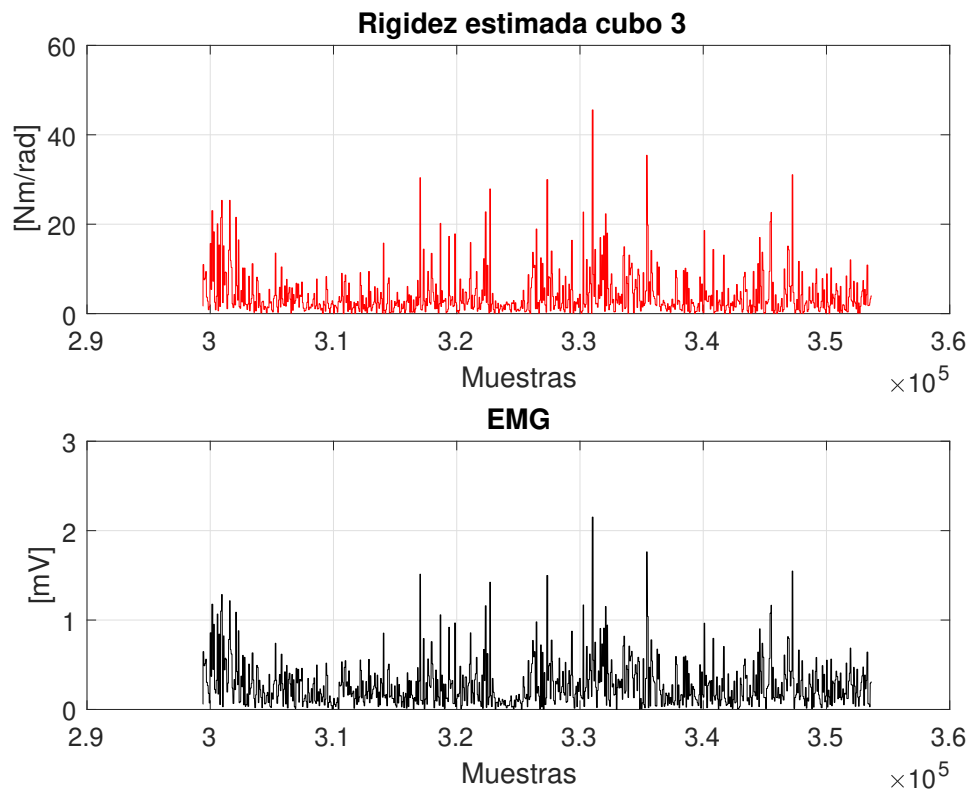


Figura 4.4: Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de calibración con la resistencia 2

En la Figura 4.2 se observa el cambio entre las activaciones musculares y los descansos a diferencia de las Figuras 4.5 y 4.6 en donde se observa ruido en la línea de base. Esto se debe a que el sujeto de prueba debe realizar fuerza para sostener la liga de resistencia aunque se encuentre en reposo.

Por otro lado, en las Figuras 4.9 a 4.13 no se observan cambios abruptos en la amplitud de las señales debido a que no se proporcionan espacios de descanso en la etapa de experimentación, tal como se esperaba.

En este capítulo se presentaron los resultados obtenidos al poner en funcionamiento la plataforma experimental. Se presenta una tabla con los valores máximos y promedio

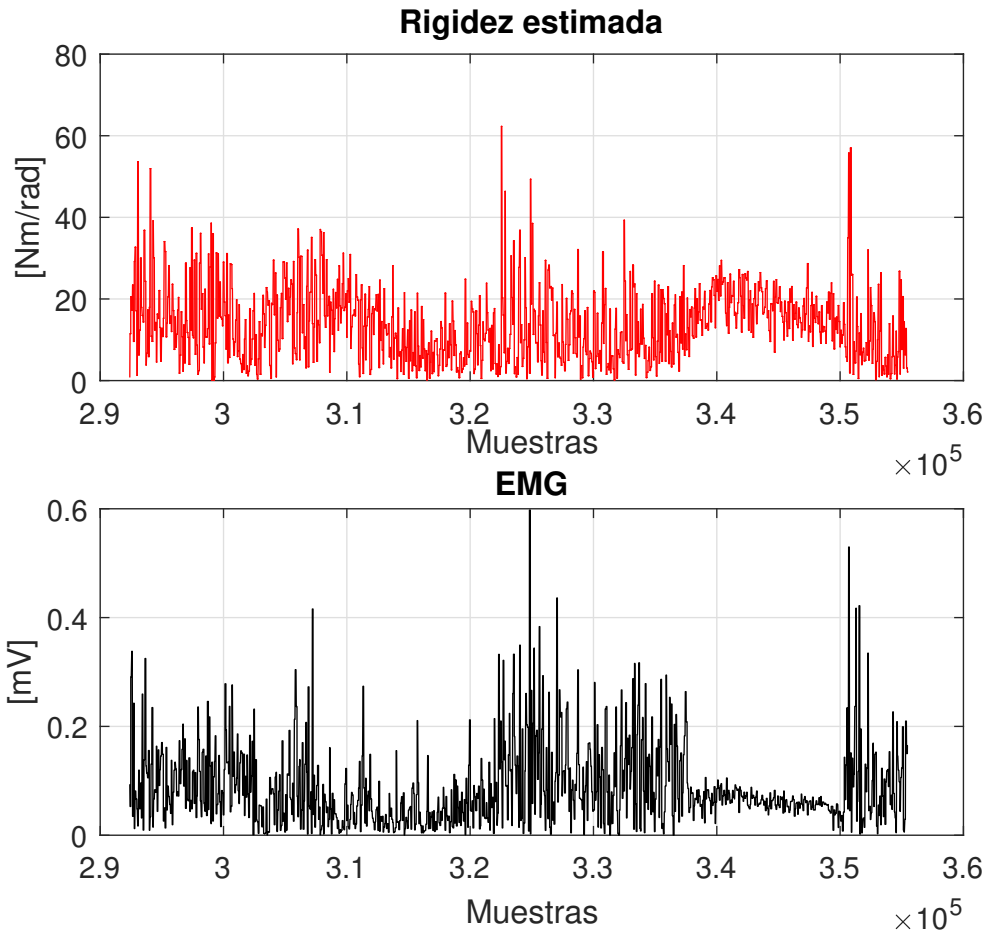


Figura 4.5: Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de calibración con la resistencia 3

obtenidos en la etapa de calibración, en la cual los valores de rigidez de la articulación del codo que se observan son los esperados, ya que mientras aumenta la resistencia de la liga, aumenta el valor de la rigidez articular del sujeto de prueba. Por otro lado, se presentan los resultados obtenidos en la etapa de experimentación y se realizó una comparación con resultados obtenidos en la literatura.

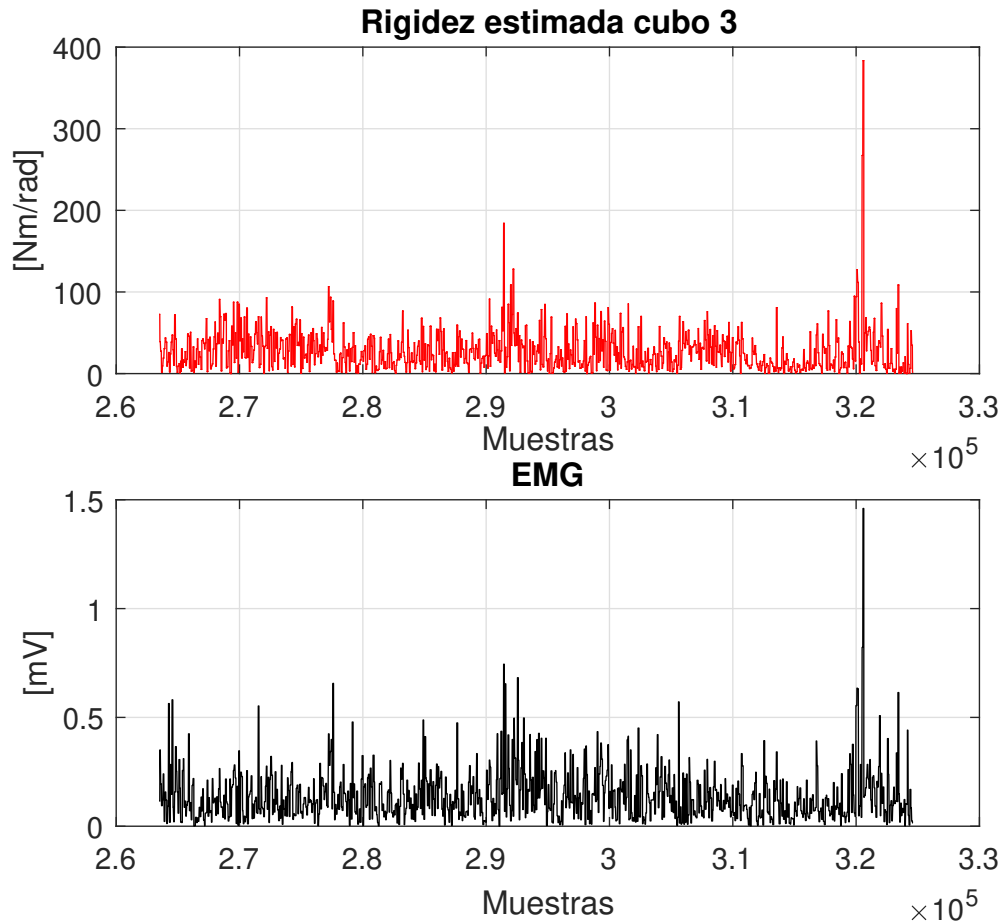


Figura 4.6: Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de calibración con la resistencia 4



Figura 4.7: Experimento con perspectiva de visión desde el usuario.

Resultados experimentales de la estimación de rigidez de miembro superior



Figura 4.8: Prueba experimental de la etapa de experimentación.

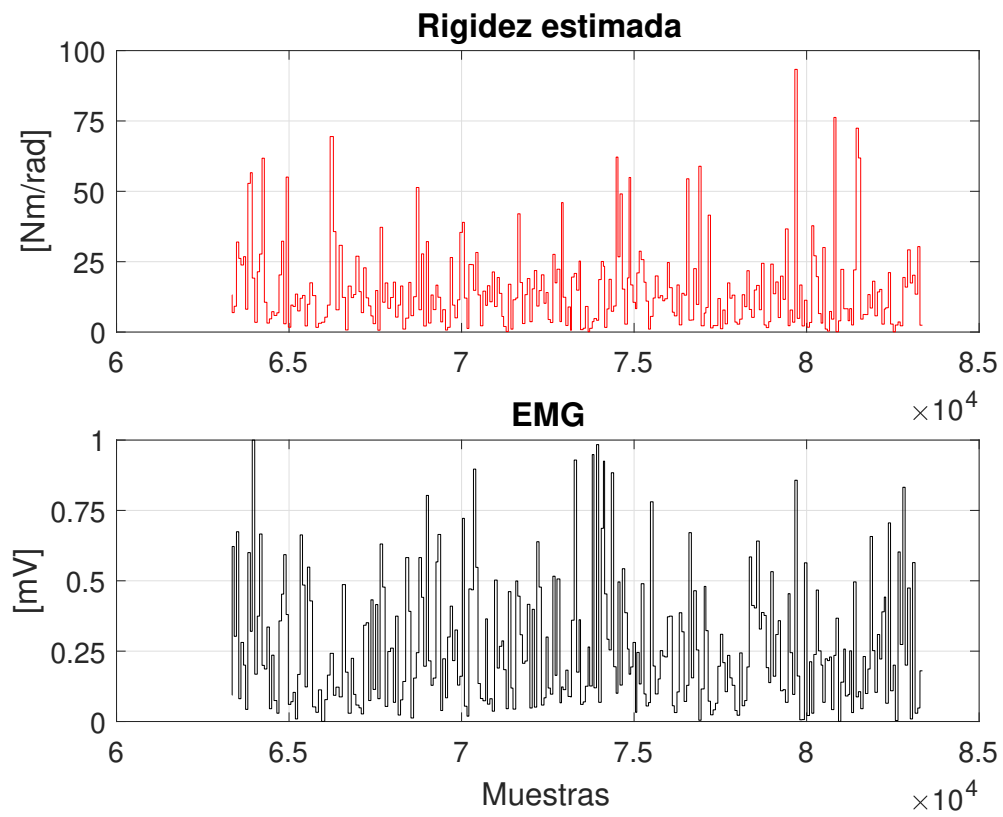


Figura 4.9: Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de experimentación sin resistencia

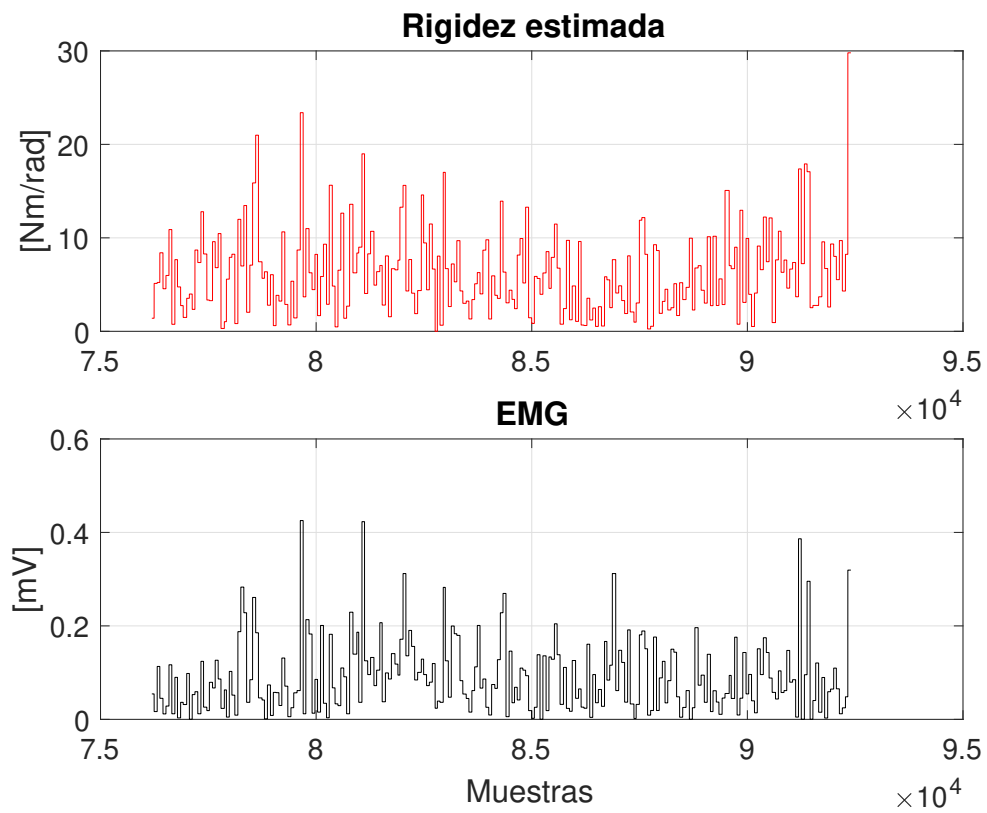


Figura 4.10: Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de experimentación con la resistencia 1

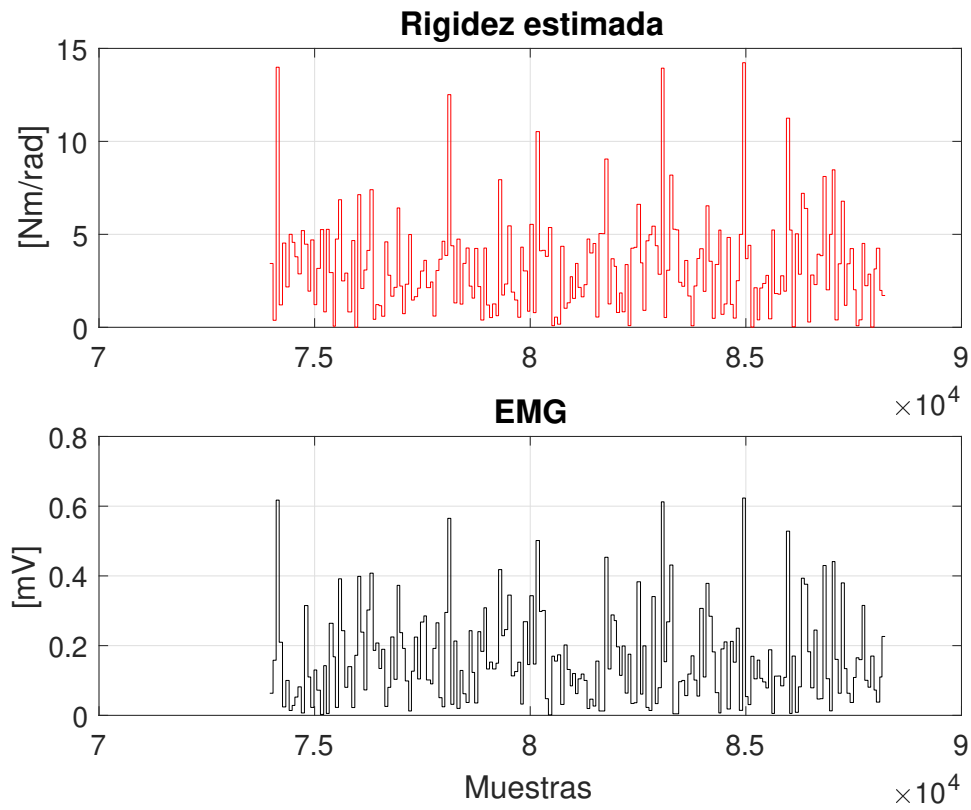


Figura 4.11: Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de experimentación con la resistencia 2

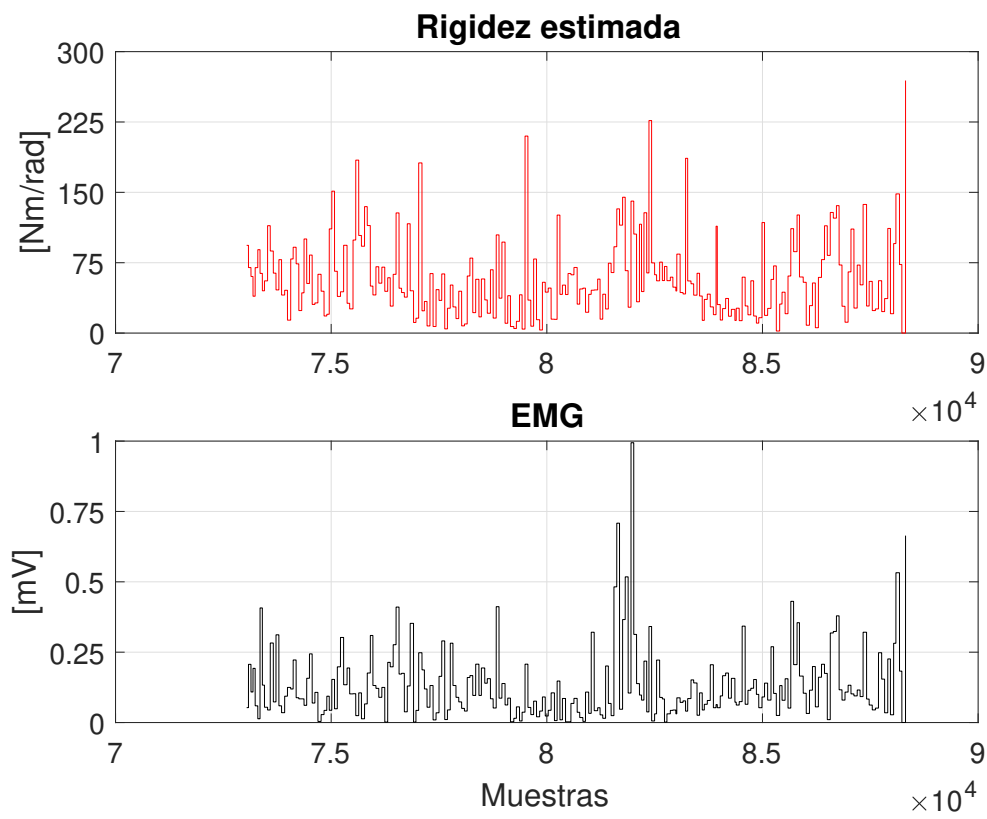


Figura 4.12: Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de experimentación con la resistencia 3

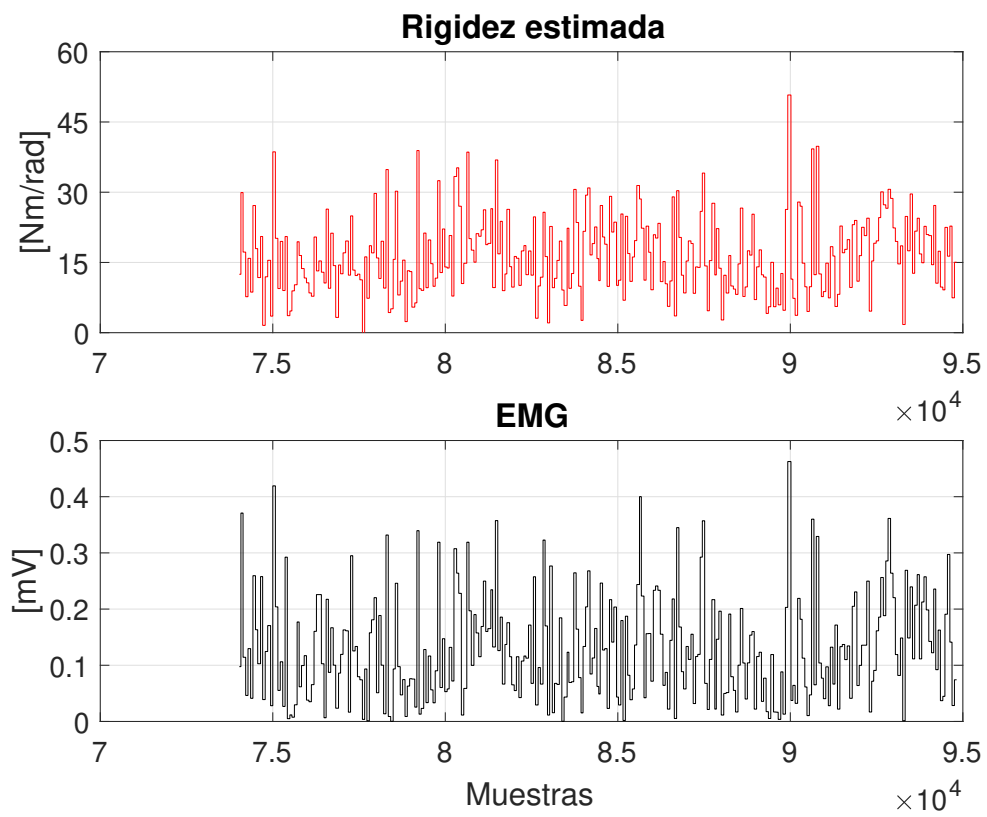


Figura 4.13: Gráfica de rigidez y señal de EMG de la prueba de la etapa de experimentación con la resistencia 4

Capítulo 5

Conclusiones

Se desarrolló un algoritmo de estimación de rigidez basado en el método de estimación secuencial lineal por mínimos cuadrados para utilizar los datos obtenidos en una interfaz gráfica que sirva de apoyo a los pacientes que sufren limitaciones en la articulación del codo. Con este objetivo, se desarrolló una etapa de calibración donde se diseñó una interfaz háptica en la cual se suministran fuerzas específicas en tres direcciones fijas para conocer el desempeño de la articulación del codo en estas condiciones. Además, se realizó un protocolo de adquisición para obtener las señales de electromiografía y las posiciones angulares. Este protocolo considera tiempos de reposo para evitar que las muestras se vean afectadas por fatiga muscular.

Posteriormente se desarrolló la etapa de experimentación, la cual es una propuesta de sesión de terapia para pacientes que presentan epicondilitis lateral, en esta etapa también se implementó el método de estimación de rigidez para evaluar su funcionamiento. Con esta etapa se logró comprobar que el valor de la rigidez se ajusta a la tarea realizada.

Por otro lado, una de las aportaciones principales de este proyecto es la facilidad de

adaptar las condiciones físicas de la interfaz de realidad virtual a las condiciones de movilidad articular de cada paciente. Otra aportación es la capacidad de evaluar cuantitativamente cada sesión de terapia, con esta cualidad se puede medir el avance que presenta el paciente al hacer uso de este sistema de rehabilitación. Adicionalmente, se presenta como aportación que los resultados obtenidos son equiparables con los observados en la literatura a pesar de que las fuerzas de perturbación son desconocidas y no diseñadas como los trabajos descritos en el estado del arte, aunado a esto, el método de estimación secuencial lineal por mínimos cuadrados, es un método que considera el procesamiento de los datos al momento de tener una muestra disponible y no un lote completo como se considera en la literatura.

Una de las ventajas de este proyecto es la capacidad de adquirir las señales de EMG y las posiciones angulares de codo en la misma plataforma, además se guardan estos datos en un archivo de texto para su procesamiento. Otra ventaja importante es que esta plataforma está realizada para cualquier sujeto de prueba, es decir, no es necesario ajustar las medidas de los accesorios para que funcione con pacientes diferentes. La desventaja de este proyecto es que sólo se aplicó para la articulación del codo, sin embargo, como trabajo a futuro se planea extender el experimento para el resto de las articulaciones del brazo humano. Otra aportación a considerar en el trabajo a futuro es la programación de alarmas que tomen en cuenta cuando el paciente está por realizar movimientos que puedan dañar su extremidad y con ello alertar al terapeuta.

Apéndice A

Biomecánica del brazo humano

La biomécanica se conoce como la intersección entre la biología y la mecánica. Esta ciencia busca explicar y comprender el movimiento humano. Es una ciencia multidisciplinaria y se apoya de la anatomía, la física y las matemáticas para analizar la estructura y la función de los seres humanos con respecto a la cinemática de sus movimientos [42].

Una articulación sinovial es la unión de dos huesos mediante una cápsula articular la cual está rellena por un líquido lubricante llamado líquido sinovial. Existen distintos tipos de articulaciones sinoviales los cuales se mencionan a continuación:

1. Articulaciones planas: permiten movimientos deslizantes en el plano de las superficies articulares.
2. Articulaciones de tipo gínglimo: también conocidas como articulaciones trocareares son aquellas que permiten únicamente los movimientos de flexión y extensión.
3. Articulaciones de silla de montar: los movimientos que permiten este tipo de articulaciones son la abducción y la aducción, así como la flexión y extensión.

4. Articulaciones condíleas: estas articulaciones permiten los movimientos de flexión y extensión, además de la abducción y aducción, lo que las vuelve articulaciones biaxiales.
5. Articulaciones esferoideas: estas articulaciones son multiaxiales y permiten movimientos como flexión y extensión, abducción y aducción, rotación medial y lateral y circunducción.
6. Articulaciones trocoides: son articulaciones uniaxiales y permiten movimientos alrededor de un eje central.

El brazo humano cuenta con las siguientes articulaciones:

- **Articulación esternoclavicular:** es una articulación sinovial de tipo silla de montar, pero realiza las funciones de una articulación esférica, aunque es una articulación muy sólida puede realizar algunos movimientos, un ejemplo de estos es la elevación de la clavícula.
- **Articulación acromioclavicular:** es una articulación sinovial plana que se localiza a dos o tres centímetros del punto más alto del hombro. Debido a su anatomía, esta articulación no realiza movimientos.
- **Articulación glenohumeral:** mejor conocida como la articulación del hombro. Es una articulación sinovial de tipo esferoidea, es la articulación que presenta mayor rango de movimiento que cualquier articulación del cuerpo humano. Estos movimientos son: flexión-extensión, abducción-aducción, rotación medial y lateral del húmero y circunducción. Los músculos que actúan sobre esta articulación para realizar los movimientos de flexión, extensión, abducción y

aducción son el pectoral mayor y el deltoides, por otro lado, los músculos supraescapular e infraespinoso son los que actúan en los movimientos de rotación medial y lateral.

- **Articulación del codo:** es una articulación sinovial de tipo gínglimo (bisagra) que se localiza dos o tres centímetros por debajo de los epicóndilos del húmero. Esta articulación permite movimientos de flexión y extensión, en total son 17 músculos los que cruzan por esta articulación, algunos de ellos tienen la capacidad de influir en el movimiento del codo. Los flexores principales del codo son el braquial y el biceps braquial. El extensor principal de esta articulación es el triceps braquial.
- **Articulación radiocubital proximal:** es una articulación sinovial de tipo trocoide que permite el movimiento de la cabeza del radio sobre el cúbito. Esta articulación permite los movimientos de pronación y supinación del antebrazo. Los músculos que actúan en la pronación son el pronador y el biceps braquial, la pronación tiene lugar gracias al pronador cuadrado y el pronador redondo.
- **Articulación radiocubital distal:** es una articulación sinovial de tipo trocoide. El movimiento que permite esta articulación son la pronación y supinación del antebrazo y los músculos que actúan en estos movimientos son el pronador cuadrado y el pronador redondo.
- **Articulación radiocarpeana:** es una articulación sinovial de tipo condílea. Esta articulación permite los movimientos de flexión y extensión y apoya a la pro-

nación y supinación del antebrazo. La flexión se realiza gracias a los músculos flexores radial y cubital del carpo, en la extensión actúan los extensores largo y corto del carpo [35].

Las descripciones anatómicas y médicas del cuerpo humano se basan en cuatro planos imaginarios, los cuales cruzan al cuerpo en posición anatómica, como se observa en la Figura A.1. Estos planos son los siguientes:

- Plano medio: es un plano vertical que divide al cuerpo en dos mitades, derecha e izquierda.
- Planos sagitales: son planos verticales que atraviesan el cuerpo paralelamente al plano medio.
- Planos coronales: son planos verticales que atraviesan al cuerpo perpendicularmente al plano medio y lo dividen en parte anterior y parte posterior.
- Planos transversos: son planos horizontales que atraviesan el cuerpo, son perpendiculares a los planos coronales y a los sagitales.

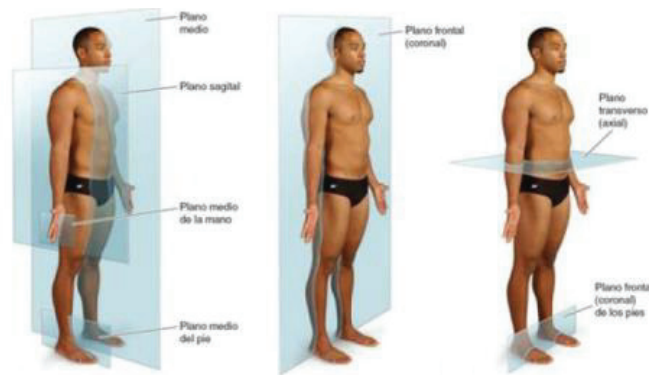


Figura A.1: Planos anatómicos [35].

Apéndice B

Convención de Denavit-Hartenberg para obtener el modelo cinemático directo de un robot manipulador

En esta convención, las matrices de transformación homogénea A_i están representadas por:

$$A_i = Rot_{z,\theta_i} Trans_{z,d_i} Trans_{x,a_i} Rot_{x,\alpha_i} \quad (B.1)$$

$$A_i = \begin{bmatrix} \cos(\theta_i) & -\text{sen}(\theta_i)\cos(\alpha_i) & \text{sen}(\theta_i)\text{sen}(\alpha_i) & a_i\cos(\theta_i) \\ \text{sen}(\theta_i) & \cos(\theta_i)\cos(\alpha_i) & -\cos(\theta_i)\text{sen}(\alpha_i) & a_i\text{sen}(\theta_i) \\ 0 & \text{sen}(\alpha_i) & \cos(\alpha_i) & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (B.2)$$

Los parámetros a_i , d_i , θ_i y α_i están relacionados al eslabón i

Paso 1. Localice y asigne los ejes de las juntas z_0, \dots, z_{n-1} . El eje z_i es el eje de revolución de la junta $i + 1$ si ésta es de revoluta, o es el eje de traslación de la junta $i + 1$ si ésta es prismática.

Paso 2. Establezca el marco de referencia del origen. Coloque el origen en cualquier punto a lo largo del eje z_0 . Los ejes x_0 y y_0 se seleccionan de tal manera que formen un

sistema coordinado de mano derecha.

Para $i = 1, \dots, n - 1$, se siguen los pasos 3 a 5.

Paso 3. Localice el origen del sistema coordinado $x_i y_i z_i$ en el punto donde la normal común a z_i y z_{i-1} interseca a z_i

Paso 4. Establezca x_i a lo largo de la normal común entre los ejes entre los ejes z_{i-1} y z_i , a través del origen del sistema $x_i y_i z_i$ localizado en el paso anterior. En caso que los ejes z_{i-1} y z_i se intersecten, establezca x_i en una dirección normal al plano formado por los ejes z_{i-1} y z_i .

Paso 5. Establezca y_i para completar un sistema coordinado de mano derecha.

Paso 6. Establezca un sistema de coordenadas en el extremo del manipulador o en la herramienta colocada en esta posición.

Paso 7. Defina una tabla de parámetros de eslabón a_i, d_i, θ_i y α_i . a_i es la distancia medida a lo largo del eje x_i , desde la intersección de los ejes x_i y z_{i-1} hasta el origen del sistema coordinado $x_i y_i z_i$. d_i es la distancia medida a lo largo del eje z_{i-1} desde el origen del sistema coordinado $x_{i-1} y_{i-1} z_{i-1}$, hasta la intersección de los ejes x_i y z_{i-1} . Este parámetro es variable si la junta i es prismática. α_i es el ángulo entre los ejes z_{i-1} y z_i medido alrededor del eje x_i . θ_i es el ángulo entre x_{i-1} y x_i medido alrededor del eje z_{i-1} . Este parámetro es variable si la junta i es de revoluta.

Paso 8. Forme las matrices de transformación homogéneas A_i , sustituyendo los parámetros anteriores en la ecuación B.2.

Paso 9. Forme la transformación $T_{0/n} = A_1 \cdots A_n$. Esta matriz proporciona la orientación y posición de la herramienta en función del sistema coordinado en la base $x_0 y_0 z_0$

[36]

Apéndice C

Consentimiento Informado

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ

FACULTAD DE INGENIERÍA

CONSENTIMIENTO INFORMADO

TÍTULO DEL PROYECTO:

**ESTIMACIÓN DE RIGIDEZ DE EXTREMIDADES SUPERIORES EN
USUARIOS DE SISTEMAS HÁPTICOS PARA TERAPIA OCUPACIONAL**

El objetivo de esta carta de consentimiento informado es proporcionar al participante la información que le permita conocer los detalles y su aportación a este proyecto de tesis.

Este proyecto es realizado por Alicia Magdalena Torres Hernández quién está bajo la asesoría del Dr. Emilio J. González Galván y del Dr. Marco O. Mendoza Gutiérrez de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí. El propósito de esta serie de pruebas es obtener las señales de electromiografía y las posiciones angulares del codo para posteriormente realizar el procesamiento de estos datos para estimar la rigidez articular.

Si usted accede a participar en este estudio, se le colocarán un par de electrodos sobre las partes anterior y posterior del brazo, como se muestra en la Figura C.1, además se le colocará el sistema de adquisición de posiciones angulares, el cual se muestra en la Figura C.2. Después se le pedirá hacer uso de una interfaz háptica, la cual está formada por el dispositivo robótico mostrado en la Figura C.3 y la interfaz gráfica mostrada en la Figura C.4. La interfaz gráfica está programada para seguir el protocolo experimental, en el cual es necesario someter al usuario a tres fuerzas y tres direcciones diferentes. A través del dispositivo robótico el usuario tiene la capacidad de sentir las diferentes fuerzas programadas. Una vez que el cursor aparece en la escena, usted deberá tocar el cubo rojo para que el sistema ejerza sobre su brazo la fuerza de 3.3 N en la primera dirección, pasados 30 segundos, se le pedirá que vuelva a tocar el cubo rojo para desactivar la fuerza y se le proporcionarán 30 segundos de descanso, se repetirá este proceso dos veces más en el cubo rojo y tres veces en los cubos restantes. Este es el proceso de calibración y tiene una duración de nueve minutos.

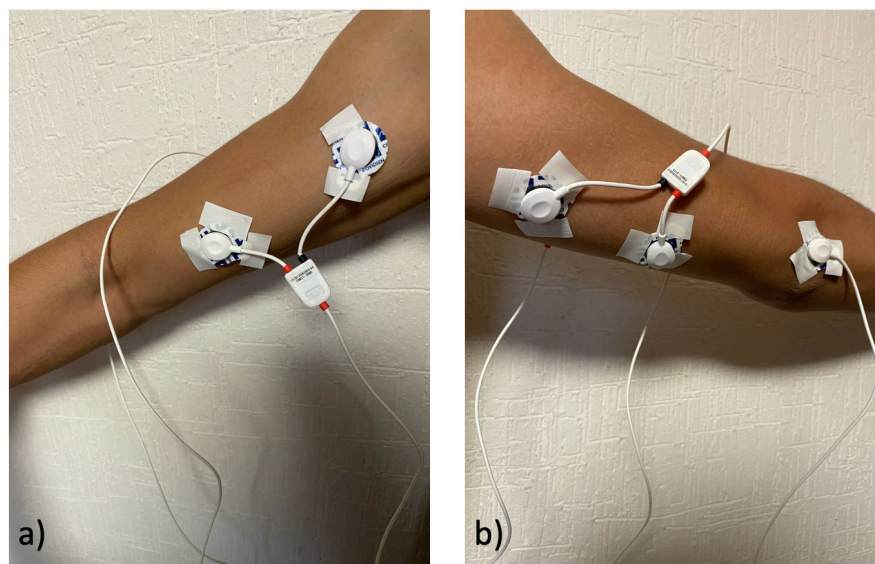


Figura C.1: Colocación de los electrodos. En a) la configuración para el biceps braquial, en b) la configuración para el triceps braquial y el electrodo de referencia en el codo.

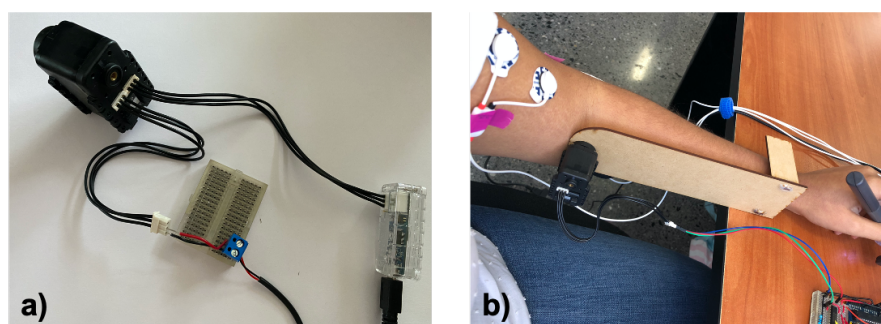


Figura C.2: Sistema de adquisición de posiciones angulares. En a) se puede observar el motor *Dynamixel Ax-18A* junto con el adaptador U2D2. En b) se observa el motor unido a la estructura de madera.



Figura C.3: Robot Touch

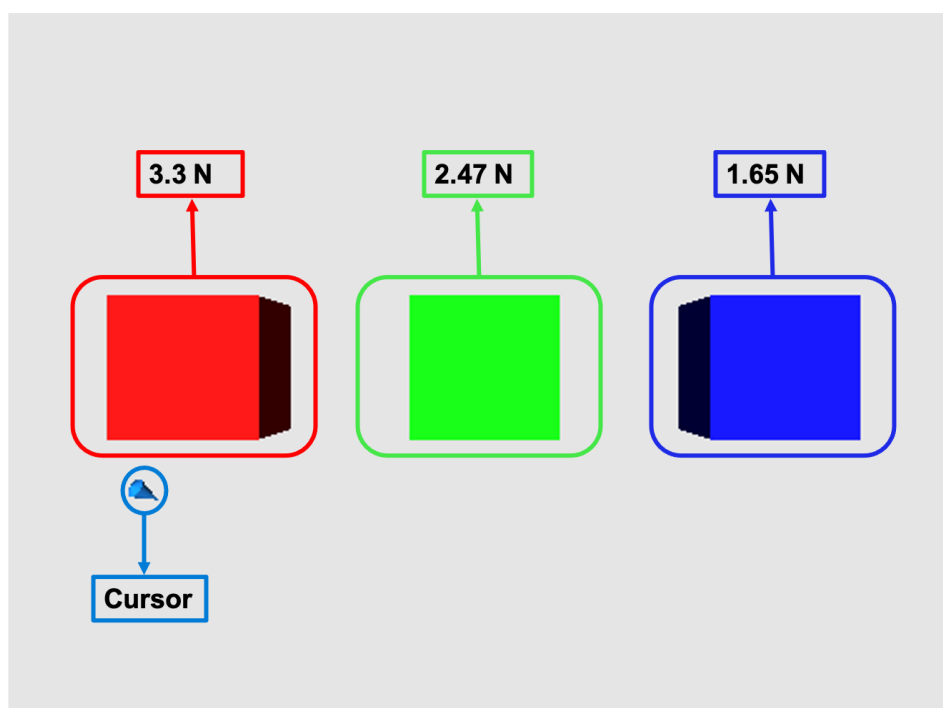


Figura C.4: Interfaz gráfica de la etapa de calibración.

Posteriormente se le pedirá que realice la prueba de la etapa de experimentación, esta etapa consta de una interfaz háptica formada por el mismo dispositivo robótico mencionado en la etapa anterior y la interfaz mostrada en la Figura C.5, el objetivo de esta

interfaz es colocar cada una de las esferas dentro de los cilindros que están frente a ellas. La duración de esta prueba puede variar de acuerdo a las características de cada voluntario. El tiempo total de la prueba puede variar entre 20 y 30 minutos.

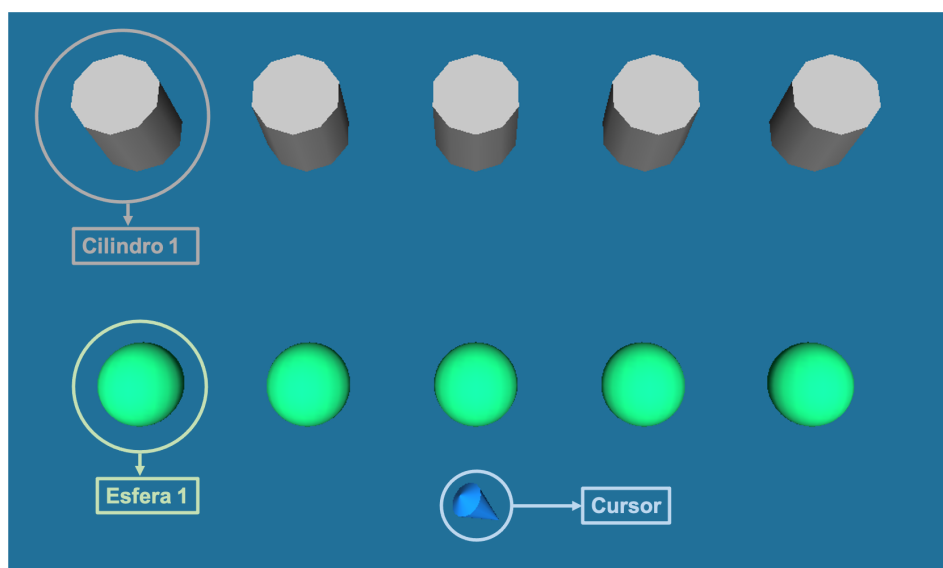


Figura C.5: Interfaz gráfica de la etapa de experimentación.

Es importante mencionar que su participación es voluntaria y la información que sea recolectada en esta prueba será confidencial y no se utilizará para ningún otro propósito fuera de los de este proyecto de tesis.

Si tiene alguna duda sobre este proyecto puede hacer preguntas en cualquier momento durante su participación. Además, puede retirarse de la prueba en cualquier momento sin que eso lo perjudique de alguna forma. Le agradecemos su participación.

Acepto participar voluntariamente en esta investigación, además he sido informado(a)

del objetivo de este estudio, así como de las características del mismo.

Reconozco que la información que yo provea en el curso de esta investigación así es estrictamente confidencial y no será usada para ningún otro propósito fuera de los de este estudio sin mi consentimiento. He sido informado de que puedo hacer preguntas sobre el proyecto en cualquier momento y que puedo retirarme del mismo cuando así lo decida, sin que esto represente peerjuicio alguno para mi persona. Entiendo que una copia de esta ficha de consentimiento me será entregada, y que puedo pedir información sobre los resultados de este estudio cuando éste haya concluido.

Nombre del participante

Firma del participante

Fecha

Firma del responsable del proyecto

Bibliografía

- [1] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI). Consultado 04-04-2019 en <https://www.inegi.org.mx/temas/discapacidad/>
- [2] Wang, T., Zhang, T., Song, A., & Zhang, Y. (2020). An input shaping based active vibration control and adaptive RBF impedance control for suppressing the myospasm in upper-limb rehabilitation. *Applied Soft Computing*, 95, 106380.
- [3] Cavallo, F., Moschetti, A., Esposito, D., Maremmani, C., & Rovini, E. (2019). Upper limb motor pre-clinical assessment in Parkinson's disease using machine learning. *Parkinsonism & related disorders*, 63, 111-116.
- [4] Smits, E. J., Tolonen, A. J., Cluitmans, L., Van Gils, M., Zietsma, R. C., Borge-meester, R. W., ... & Maurits, N. M. (2015). Graphical tasks to measure upper limb function in patients with Parkinson's disease: Validity and response to dopaminergic medication. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 21(1), 283-289.
- [5] Zamudio-Muñoz, L. A., Urbiola-Verdejo, M., & Sánchez-Vizcaíno, P. M. (2011). Factores sociodemográficos y laborales asociados con epicondilitis lateral de codo. *Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social*, 49(1), 59-64.
- [6] Cohen, M., & da Rocha Motta Filho, G. (2012). Lateral epicondylitis of the elbow. *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, 47(4), 414-420.
- [7] Sobel, A. D. (2018). Tennis and Golfer's Elbow (Epicondylitis). In *Essential Orthopedic Review* (pp. 41-42). Springer, Cham.
- [8] Guzmán Valdivia, C. H., Carrera Escobedo, J. L., Blanco Ortega, A., Oliver Salazar, M. A., & Gómez Becerra, F. A. (2014). Diseño y control de un sistema inter-

- activo para la rehabilitación de tobillo: TobiBot. *Ingeniería mecánica, tecnología y desarrollo*, 5(1), 255-264.
- [9] Gigante, M. A. (1993). *Virtual Reality: Definitions, History and Applications*. *Virtual Reality Systems*, 3?14.
- [10] Martínez, F.J.P. (2011). Presente y futuro de la tecnología de la realidad virtual. *Creatividad y Sociedad*, 16, 1-39.
- [11] Sherman, W. R., & Craig, A. B. (2002). *Understanding virtual reality: Interface, application, and design*. Elsevier.
- [12] Kocherry, J. J., Srimathveeravalli, G., Chowriappa, A. J., Kesavadas, T., & Shin, G. (2009, March). Improving haptic experience through biomechanical measurements. In *IEEE World Haptics 2009-Third Joint EuroHaptics conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. Salt Lake City, UT, USA (pp. 362-367).
- [13] H. I. Krebs et al., A paradigm shift for rehabilitation robotics. *in IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 27, no. 4, pp. 61-70, July-Aug. 2008
- [14] Sicuri, C., Porcellini, G., & Merolla, G. (2014). *Robotics in shoulder rehabilitation. Muscles, ligaments and tendons journal*, 4(2), 207.
- [15] A. E. Saddik, "The Potential of Haptics Technologies," *in IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*, vol. 10, no. 1, pp. 10-17, Feb. 2007.
- [16] Hayward, V., Astley, O. R., Cruz?Hernandez, M., Grant, D. y Robles De La Torre, G. (2004). *Haptic interfaces and devices. Sensor review*.
- [17] El Saddik, A. (2007). *The potential of haptics technologies. IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*, 10(1), 10-17.
- [18] Webster, J. G. (2009). *Medical instrumentation application and design*. John Wiley & Sons.
- [19] Dorantes Méndez Guadalupe. *Tópicos Selectos de Ingeniería Biomédica. Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, San Luis Potosí, Junio 2015*.
- [20] J Kim, H. K., Kang, B., Kim, B., & Park, S. (2009). ".Estimation of multijoint stiffness using electromyogram and artificial neural network". *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part A: Systems and Humans*, 39(5), 972-980.
- [21] Khademi, M., Hondori, H. M., Lopes, C. V., Dodakian, L., & Cramer, S. C. (2012, December). *Haptic augmented reality to monitor human arm's stiffness in rehabilitation. In IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences. Langkawi, Malaysia (pp. 892-895)*.

- [22] Mizrahi, J. (2015). *Mechanical impedance and its relations to motor control, limb dynamics, and motion biomechanics*. *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 35(1), pp. 1-20.
- [23] Siegelbaum, S., & Hudspeth, A. J. (2000). *Principles of neural science*. (Vol. 4, pp. 1227-1246). E. R. Kandel, J. H. Schwartz, y T. M. Jessell (Eds.). New York: McGraw-hill.
- [24] Silverthorn, D. U. (2008). *Fisiología humana: Un enfoque integrado*. Incluye Sitio Web. Ed. Médica Panamericana.
- [25] Pérez-Ibarra, J. C., & Siqueira, A. A. (2017, July). *Comparison of kinematic and EMG parameters between unassisted, fixed-and adaptive-stiffness robotic-assisted ankle movements in post-stroke subjects*. In *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* (pp. 461-466). IEEE.
- [26] Altobelli, A. (2016). *Electromyographic Mapping of Finger Stiffness in Tripod Grasp*. In *Haptic Devices for Studies on Human Grasp and Rehabilitation* (pp. 59-70). Springer, Cham.
- [27] Castellini, C., Arquer, A., & Artigas, J. (2014, August). "sEMG-based estimation of human stiffness: Towards impedance-controlled rehabilitation". In *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics* (pp. 604-609). IEEE.
- [28] Fang, S., Yuan, R., & Ma, X. (2017). *Biomechanical model study of muscle tendon*. In *2017 9th International Conference on Modelling, Identification and Control (ICMIC)* (pp. 1056-1061). IEEE.
- [29] Nichols T.R., Huyghues-Despointes C.M.J.I. (2009) *Muscular Stiffness*. In: Binder M.D., Hirokawa N., Windhorst U. (eds) *Encyclopedia of Neuroscience*. Springer, Berlin, Heidelberg
- [30] Fang, C., Ajoudani, A., Bicchi, A., & Tsagarakis, N. G. (2017). *Online model based estimation of complete joint stiffness of human arm*. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(1), 84-91.
- [31] Börner, H., Endo, S., & Hirche, S. (2019). *Estimation of Involuntary Impedance in Multi-joint Arm Movements*. *IFAC-PapersOnLine*, 51(34), 220-226.
- [32] Elsaeh, M., Pudlo, P., Djemai, M., Bouri, M., Thevenon, A., & Heymann, I. (2017, June). *The effects of haptic-virtual reality game therapy on brain-motor coordination for children with hemiplegia: A pilot study*. In *2017 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)* (pp. 1-6). IEEE.
- [33] Angsupasirikul, N., & Chancharoen, R. (2015, August). *An end-effector arm rehabilitation robot with VE*. In *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* (pp. 717-722). IEEE.

- [34] Zhang, S., Fu, Q., Guo, S., & Fu, Y. (2019). *Coordinative Motion-Based Bilateral Rehabilitation Training System with Exoskeleton and Haptic Devices for Biomedical Application*. *Micromachines*, 10(1), 8.
- [35] Moore, K. L., & Dalley, A. F. (2009). *Anatomía con orientación clínica*. Ed. Médica Panamericana.
- [36] González Galván Emilio Jorge. *Robótica y Visión por Computadora*. Facultad de Ingeniería, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, San Luis Potosí, Diciembre 2019.
- [37] Osu, R., & Gomi, H. (1999). *Multijoint muscle regulation mechanisms examined by measured human arm stiffness and EMG signals*. *Journal of neurophysiology*, 81(4), 1458-1468.
- [38] *Touch 3D stylus Hands on design User Guide*.
- [39] *OpenHaptics Toolkit Programmers Guide*.
- [40] Tejedor, R. L. V., & Tejedor, E. L. V. (2018). *Epicondilitis lateral. Manejo terapéutico*. *Rev Esp Artroc Cir Articul*, 25(2), 119-130.
- [41] Li, S., Li, J., Tian, G., & Shang, H. (2019). *Stiffness adjustment for a single-link robot arm driven by series elastic actuator in muscle training*. *IEEE Access*, 7, 65029-65039.
- [42] Cooper, J. M. (1995). *Biomechanics of human movement*. McGraw-Hill Humanities, Social Sciences & World Languages.