



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

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Desarrollo de un sistema ambulatorio para el análisis de movimiento de
la extremidad superior

Tesis que presenta

Lauro Armando Contreras Rodríguez

para obtener el Grado de

Maestro en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Codirectores de la Tesis: Dr. Roberto Muñoz Guerrero
Dr. José Antonio Barraza Madrigal

Agradecimientos

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por el apoyo económico brindado durante mi estancia de maestría. Al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados de Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV-IPN) por permitirme realizar mi posgrado en esta institución y complementar mi formación académica.

Agradecer a mis asesores, el Dr. Roberto Muñoz Guerrero y el Dr. José Antonio Barraza Madrigal, y al Dr. Juan Manuel Gutiérrez Salgado por sus atenciones y consejos, así como su disposición cuando requería de su asistencia.

A mis padres, José Alfredo Contreras Gutiérrez y Rosa Elvia Rodríguez Montoya, y hermanos, Víctor Alfredo Contreras Rodríguez y Evelin Alitzi Contreras Rodríguez, por apoyarme en este proyecto, por todas esas preocupaciones que han tenido y por el amor que me profesan. A mi abuelito que me cuida desde el cielo y a mi abuelita que me espera en Culiacán. A mis tíos y primos, que sé que me apoyan desde casa. A mis sobrinos, mi motivación para continuar con mis estudios y poder apoyarlos con un mejor futuro.

A mis amigos de la infancia: José Natividad Moreno Zazueta “Pepe”, Eliezer Vega Osuna y Chume López; por estar allí cuando uno los necesita, por estar al pendiente uno del otro sobre los proyectos de vida que llevamos. Que esta amistad perdure por siempre.

A mis amigos de la Carrera: Abril Paulina Arellano Morales, Fernando Carrizosa Corral, Edwin Espinosa, David López, Marthoz Ángulo, Manuel Báez, Javier Gálvez, Verónica Rodríguez, Sinuhé Celaya, Angélica Méndez, Roel Lindoro y Pedro Acosta. Por ser parte importante de mi desarrollo como profesionista y pilares para mi decisión de estudiar un posgrado.

A mis compañeros y amigos del laboratorio: Miguel, Adriana, Leo, Saraí, Martín, Joaquín, Chavelita, Linda, Anais, Esmeralda, Pedro, Luis y generaciones recientes.

A mis amigos durante este viaje que fue la maestría: Carlos Ramírez, Mireya Carvajal, Daniel Sánchez, Daniel Hernández, Abril Robles, Walther Meyer, Adriana Nallely, Adriana Manzanares, Rafael Bayareh, Javier Vázquez, Luis Olmos, Leticia López, Perla Jimarez e Iván Franco.

A mis amigos y hormigos de SERTES: los “cenasales” y los del taller: Topo, Héctor, Toledo, Abel, Natas, Charlie, Gogo, Luisito, Jorge, Mudo, Chore; a los de oficina: Ing. Víctor Flores, Manuel Flores, Anahí Flores, Fernando Ávila, Manuelita, Diana Ramírez, Jesving López, Daeena, Julio, Maite, América Iribe, Palomo, Eduardo. Gracias por su amistad y por enseñarme a trabajar.

A mis sinodales de tesis: Dr. Roberto Muñoz Guerrero, Dr. José Antonio Barraza Madrigal, Dr. Juan Manuel Gutiérrez Salgado y Dr. Moisés León Ponce; por el tiempo dedicado, sus observaciones, recomendaciones y consejos.

Resumen

En este trabajo se presenta el desarrollo de un sistema ambulatorio dedicado al análisis de movimiento de la extremidad superior. Este proyecto es la continuación de trabajos previos realizados en el laboratorio 11. Concretamente, se vincula con el trabajo realizado por el Dr. José Antonio Barraza Madrigal: Diseño y desarrollo de un sistema ambulatorio de análisis de movimiento: monitoreo, reproducción y seguimiento de hombro [1]. Dicho trabajo sirve como referencia para el desarrollo del actual proyecto el cual tendrá como principal aportación el anexo de dos articulaciones más, codo y muñeca, para un mayor análisis durante el movimiento de la extremidad superior.

Para su desarrollo, se diseñaron y fabricaron tarjetas de propósito específico en las que se utilizan sensores inerciales como fuente de información para el análisis de los segmentos estudiados y un microcontrolador de la gama DsPic para el almacenamiento y procesamiento de la información. Además, se emplean dispositivos de comunicación por radio frecuencia para el envío de información entre los módulos de cada segmento. Esto permite que el sistema adquiera la condición de ambulatorio posibilitando al usuario moverse de manera más libre durante su uso.

Para comprobar el funcionamiento del sistema, se utilizó un modelo virtual en el que se observa la reproducción de los movimientos. Adicionalmente, se elaboró un protocolo de pruebas en el que se estudia el movimiento de un grado de libertad de la extremidad superior a la vez, el desempeño del sistema fue validado mediante el análisis cualitativo y cuantitativo de los resultados obtenidos de cada uno de los movimientos evaluados.

Abstract

In the present work is presented the development of an ambulatory system dedicated to the upper limb motion analysis. The present project is the continuation of previous work performed in the laboratory 11. Specifically, it is linked to the work done by Dr. José Antonio Barraza Madrigal: Design and development of an ambulatory system for motion analysis: monitoring, reproduction and follow-up of shoulder [1]. This work serves as baseline for the development of the current project which will have as its main improvement the attachment of two more joints, elbow and wrist, for analysis.

For the development, specific purpose board were designed and manufactured in which inertial sensors are used as the main source of information for the analysis of the segments and a DsPic was used to store and process information. In addition, radio frequency communication devices are used to send information between the modules of each segment. This allows the system to acquire the condition of ambulatory enabling the user to move freely during its use.

To verify the functioning of the system, a virtual model was used to observe how the movements are reproduced. Besides, a test protocol was elaborated in which one degree of freedom of the upper limb is analyzed at once, the performance of the system was validated through a qualitative and quantitative analysis of the results obtained from each of the movements evaluated.

Contenido

Capítulo 1 Introducción	1
1.1 Organización de la tesis	2
Capítulo 2. Antecedentes	4
2.1 La extremidad superior	4
2.1.1 El hombro	4
2.1.2 El brazo	4
2.1.3 El codo	4
2.1.4 El antebrazo	5
2.1.5 La muñeca.....	5
2.1.6 La mano	5
2.2 Movimientos de la extremidad superior	6
2.2.1 El hombro	6
2.2.2 El codo	8
2.2.3 La muñeca.....	10
2.3 Posición y orientación de un objeto arbitrario en el espacio 3D	12
2.4 Matrices de rotación	12
2.5 Ángulos de Euler y ángulos de navegación.....	13
2.6 Cuaternión	14
2.7 Matriz de cosenos directores	16
2.8 Conversión entre sistemas coordenados	17
2.8.1 Conversión entre DCM a ángulos de Euler	17
2.8.2 Conversión entre DCM y Cuaterniones.....	17
2.8.3 Conversión entre ángulos de Euler y cuaternión	17
2.9 Sensores inerciales y magnéticos	18
2.10 IMU y AHRS.....	18
Capítulo 3. Estado del arte.....	20
3.1 Técnicas e instrumentos utilizados para el análisis de movimiento en articulaciones	20
3.2 Estudios reportados recientemente	21
Capítulo 4. Planteamiento del proyecto.....	23
4.1 Definición del problema	23
4.2 Justificación de la tesis	24
4.3 Objetivos de la tesis	25
4.3.1 Objetivo General.....	25

4.3.2 Objetivos particulares	25
Capítulo 5. Metodología	27
5.1 Solución propuesta	27
5.2 Desarrollo	28
5.2.1 Consideraciones de diseño.....	28
5.2.2 Adquisición, procesamiento y transmisión de datos	36
5.2.3 Modelo virtual	44
Capítulo 6. Resultados y discusión.....	47
6.1 Evaluación del desempeño del sistema desarrollado.....	47
6.1.1 Participantes	47
6.1.2 Preparación para el estudio.....	47
6.1.3 Procedimiento del estudio	49
6.2 Análisis cualitativo y cuantitativo	55
6.2.1 Análisis cualitativo	55
6.2.2 Análisis Cuantitativo	65
6.3 Reproducción y seguimiento de la extremidad superior	76
6.4 Discusión	81
Capítulo 7. Conclusiones y Trabajo a futuro.....	83
7.1 Conclusiones.....	83
7.2 Trabajo a futuro	84
Capítulo 8. Productos	86
Referencias	87
Anexos.....	91
A.1 Módulo de monitoreo: diagrama esquemático y PCB.....	91
A.2 Módulo de comando: Diagrama esquemático y PCB.....	92
A.3 Carta de consentimiento informado para pruebas	93
A.4 Artículo publicado	94

Índice de figuras

Figura 1 Movimiento de pronosupinación sobre el plano Y-Z [8].....	9
Figura 2 Movimientos de flexión y extensión de la muñeca [8]	11
Figura 3 Movimiento de abducción y aducción de la muñeca [8].....	11
Figura 4 Secuencia de los ángulos de Euler: a) Rotación sobre el eje z. b) Rotación sobre el eje y . c) Rotación sobre el eje x	14
Figura 5 Diagrama de bloques del sistema desarrollado. Las líneas representan la conexión física entre los componentes.....	27
Figura 6 Diagrama de conexión del MPU-6050 con el HCM5883L	29
Figura 7 PCB del módulo de monitoreo. En la imagen se muestran los elementos que componen el diseño de la tarjeta.....	32
Figura 8 Módulo de comando con sus puertos y componentes	33
Figura 9 Comparativa de la tarjeta del módulo de comando con una moneda.....	34
Figura 10 Diseño de la carcasa en SolidWorks 2014	35
Figura 11 Carcasa con el módulo de monitoreo	35
Figura 12 Diagrama de flujo para obtener el offset del eje X del magnetómetro. El mismo procedimiento se utiliza para el offset de los ejes Y-Z	39
Figura 13 Diagrama de bloques de transmisión de datos	44
Figura 14 Modelo virtual en v-Realm Builder	45
Figura 15 Sistemas coordenados de Matlab y VRML [54]	45
Figura 16 Dirección de giro siguiendo la regla de la mano derecha	46
Figura 17 Ubicación de los módulos de monitoreo y secuencia de transmisión de la información.....	48
Figura 18 Gráficas de análisis para el movimiento de flexo-extensión del hombro. a) Seguimiento del brazo. b) Movimiento del antebrazo. c) Movimiento de la mano. d) Reconstrucción 3D del movimiento	56
Figura 19 Comparación de los movimientos de Flexo-Extensión del hombro entre los 10 sujetos de prueba	57
Figura 20 Movimiento de abducción-aducción del hombro.....	58
Figura 21 Rotación latero-medial del hombro.....	59
Figura 22 Rotación latero-medial del hombro con compensación	60

Figura 23 Comparativa del movimiento de flexo-extensión del codo.....	61
Figura 24 Pronosupinación del codo para los 10 sujetos de prueba.....	62
Figura 25 Flexo-extensión de la muñeca sobre el plano X-Y	63
Figura 26 Flexo-extensión de la muñeca con compensación de la deriva.....	64
Figura 27 Movimiento de abducción-aducción de la muñeca sobre el plano Y-Z.....	65
Figura 28 Análisis del movimiento para tomar agua. a) Comportamiento del brazo. b) Comportamiento del antebrazo. c) Comportamiento de la mano. d) Reconstrucción del movimiento en 3D.	77
Figura 29 Análisis de movimiento para abrir una puerta. a) Movimiento del brazo. b) Comportamiento del movimiento en el antebrazo. c) Comportamiento de la mano. d) Reconstrucción del movimiento en 3D	79
Figura 30 Análisis del movimiento de la extremidad superior para contestar un teléfono. a) Análisis del movimiento de brazo. b) comportamiento del antebrazo. c) Movimientos de la mano. d) Reconstrucción del movimiento generado	80
Figura 31 Diagrama esquemático de los módulos de monitoreo.....	91
Figura 32 PCB de los módulos de monitoreo.....	91
Figura 33 Diagrama esquemático del módulo de comando	92
Figura 34 PCB del módulo de comando.....	92
Figura 35 Carta de consentimiento informado utilizada para las pruebas.....	93

Índice de tablas

Tabla 1 Estudios reportados recientemente	21
Tabla 2 Selección de rango de escala completa para acelerómetro y giroscopio.....	37
Tabla 3 Selección de escala para el magnetómetro.....	38
Tabla 4 a) Criterios de inclusión para los participantes del estudio. b) Criterios de exclusión para los participantes del estudio.....	47
Tabla 5 Resumen de los movimientos del hombro	51
Tabla 6 Rutinas de movimiento para el codo	52
Tabla 7 Protocolo para los movimientos de la muñeca	53
Tabla 8 Rutinas para las actividades adicionales.....	54
Tabla 9 Comparativa del movimiento de Flexo-Extensión del hombro.....	66
Tabla 10 Análisis del movimiento de Abducción-Aducción del hombro	67
Tabla 11 Análisis de la Rotación latero-medial del hombro	68
Tabla 12 Rotación latero-medial del hombro con compensación de la deriva.....	69
Tabla 13 Movimiento de flexo-extensión del codo para los 10 participantes	71
Tabla 14 Análisis de la pronosupinación del codo en los 10 sujetos de prueba.....	72
Tabla 15 Movimiento de flexo-extensión de la muñeca sin compensación	73
Tabla 16 Flexo-extensión de la muñeca con compensación a la deriva.....	74
Tabla 17 Análisis del movimiento de abducción-aducción de la muñeca.....	75

Capítulo 1 Introducción

La extremidad superior es una parte del cuerpo humano utilizada, principalmente, para la manipulación de objetos. La ausencia, total o parcial, de la extremidad superior puede comprometer en gran manera la calidad de vida de una persona [2]. Recientemente, se han reportado enfermedades que se asocian con el deterioro de las funciones motrices de la extremidad superior [3, 4, 5].

Hoy en día existe un gran interés en desarrollar sistemas que permitan evaluar la condición de la extremidad superior; o bien que auxilien durante el proceso de recuperación, rehabilitación, de la función atrofiada. Para los casos más extremos, se han desarrollado elementos protésicos cuya función pretende imitar el comportamiento de una mano. Sin embargo, estos equipos centran su funcionalidad de acuerdo con la actividad que realiza el efector final y, en la mayoría de los casos, los algoritmos de control que utilizan no toman en consideración los segmentos de la extremidad aún funcionales ocasionando un conflicto durante la ejecución de algunas actividades diarias requiriendo el uso de movimientos no naturales para completar la tarea: abrir una puerta podría necesitar de un giro excesivo del hombro, tomar agua el de tener que flexionar rodillas para llegar a la altura a la que llega la extremidad, etc..

Para esta tesis se optó por el desarrollo de un sistema para el análisis de movimiento de la extremidad superior basado en sensores magneto/inerciales. Se pretende que dicho sistema permita evaluar y dar seguimiento a la trayectoria descrita por los segmentos de la extremidad superior bajo análisis, de manera individual. Esto beneficia al examinador al tener la oportunidad de identificar el segmento sobre el cual se comienza a tener problemas durante el movimiento.

Con la intención de analizar el desempeño del sistema durante la ejecución de movimientos, se propuso un protocolo de pruebas en el cual se requiere del desplazamiento de la extremidad superior sobre los 3 ejes en el espacio. Dicho protocolo cuenta con un total de 7 rutinas de movimiento, en los que se involucra la actividad individual de los tres segmentos,

contemplando: 3 grados de libertad en el hombro, 2 grados de libertad en el codo y 2 grados de libertad en la muñeca; dando un total de 7 grados de libertad.

Finalmente, un modelo virtual es utilizado para representar y observar el seguimiento y reproducción de las actividades realizadas por los participantes. Junto con ello, un conjunto de gráficas, obtenidas a partir de los resultados obtenidos, así como herramientas estadísticas son utilizadas para realizar un análisis cualitativo y cuantitativo del desempeño del sistema.

1.1 Organización de la tesis

El presente escrito se divide en 8 capítulos los cuales se desarrollan de la siguiente manera:

Capítulo 1. Introducción

En este capítulo se describe de manera breve el contenido del escrito. Se propone someramente el planteamiento del problema y los aspectos a considerar para el entendimiento del tema.

Capítulo 2. Antecedentes

En este capítulo se definen los elementos necesarios para entender el problema, así como las herramientas matemáticas y dispositivos electrónicos utilizados para resolverlo.

Capítulo 3. Estado del arte

Se hace una breve recapitulación de los trabajos que existen alrededor del tema. Sus ventajas y desventajas, así como la mejoría que se espera obtener con el sistema desarrollado.

Capítulo 4. Planteamiento del problema y Objetivos

En este capítulo se plantea el problema a resolver con el desarrollo de esta tesis. Se justifica su realización, acotando los objetivos a realizar.

Capítulo 5. Solución propuesta y Metodología

Esta sección resume la solución propuesta para el desarrollo del sistema. Se describen las consideraciones para el diseño y elaboración de los módulos. Se explica la función del

modelo virtual utilizado para el análisis de movimiento y seguimiento de trayectoria de la extremidad superior. Finalmente, se menciona el protocolo de pruebas utilizado para la evaluación de los movimientos.

Capítulo 6. Resultados y Discusión

En este capítulo son detalladas más afondo las pruebas realizadas, enmarcando los resultados esperados. Posterior a ello, tomando como referencia las pruebas realizadas se presentan y discuten los resultados obtenidos para determinar el desempeño del sistema.

Capítulo 7. Conclusiones y perspectivas

Se hace un análisis acerca del desempeño del sistema y se proponen aplicaciones en las que se utilice el sistema o la información obtenida.

Capítulo 8. Productos

Artículo de congreso publicado en el que se emplean los conocimientos adquiridos durante la elaboración del proyecto.

Capítulo 2. Antecedentes

2.1 La extremidad superior

Le extremidad superior se relaciona con la cara lateral de la porción inferior del cuello y la pared torácica. Se une al tronco mediante músculos y una pequeña articulación esquelética situada entre la clavícula y el esternón. A diferencia de la extremidad inferior, que tiene funciones de soporte, la extremidad superior se caracteriza por su movilidad y su capacidad para manipular, sostener y llevar a cabo acciones motoras finas [6]. Las articulaciones del miembro superior interaccionan de forma sincronizada para coordinar los segmentos participantes en la realización de movimientos suaves y eficientes a la distancia o en las posiciones más operativas necesarias para una tarea en concreto [7]. La extremidad superior se divide en 4 segmentos principales: hombro, brazo, antebrazo y mano; mientras que sus articulaciones principales se componen de: hombro, codo y muñeca.

2.1.1 EL HOMBRO

El hombro es el segmento proximal de la extremidad superior en el cual se superponen parte del tronco y de la porción lateral e inferior del cuello. El complejo del hombro se puede dividir en 2 componentes: 1) la cintura escapular, que incluye la articulación esternoclavicular, acromioclavicular y escapulotorácica; y 2) La articulación glenohumeral. Posee 3 grados de libertad, lo que permite orientar a la extremidad superior con relación a los tres ejes en el espacio [8, 9, 10].

2.1.2 EL BRAZO

Es el segmento de la extremidad superior que se encuentra entre las articulaciones del hombro y el codo. Su cara superior se comunica medialmente con la axila. El complejo anterior del brazo contiene músculos que se encargan de flexionar la articulación del codo; por otro lado, los músculos del complejo posterior extienden la articulación. Su estructura ósea se conforma por el hueso húmero [6].

2.1.3 EL CODO

Es la articulación que se encuentra entre el brazo y el antebrazo cuyo movimiento presenta una estructura compleja, formada por tres articulaciones separadas que comparten una

cavidad sinovial común. Las articulaciones entre la escotadura troclear del cúbito y la tróclea del húmero, y entre la cabeza del radio y la cabeza del cóndilo del húmero, están implicadas sobre todo en movimientos de flexión y extensión del antebrazo sobre el brazo a modo de bisagra y, en conjunto, forman la principal articulación del codo. La articulación entre la cabeza del radio y la escotadura radial del cúbito, articulación radio-cubital proximal, participa en la pronación y supinación del antebrazo [6].

2.1.4 EL ANTEBRAZO

Es el segmento de la extremidad superior que se encuentra entre la articulación del codo y la articulación de la muñeca. El esqueleto óseo del antebrazo está formado por dos huesos paralelos: el radio, situado en la zona lateral, y el cúbito, situado en la zona medial. Las articulaciones proximal y distal entre el radio y el cúbito permiten que el extremo distal del radio se desplace sobre el extremo adyacente del cúbito. Así se consiguen realizar los movimientos de pronación y supinación de la mano [6].

2.1.5 LA MUÑECA

Es la articulación que se encarga del movimiento de la mano. Se ubica entre el antebrazo y la mano. La articulación de la muñeca es una articulación sinovial que se establece entre el extremo distal del radio y el disco articular situado en el extremo distal del cúbito, y los huesos escafoides, semilunar y piramidal. La articulación de la muñeca permite que se realicen movimientos en dos ejes. La mano se puede abducir, aducir, flexionar y extender en esta articulación [6].

2.1.6 LA MANO

Es la parte distal de la extremidad superior. Se divide en tres partes: muñeca (carpo), metacarpo y dedos. La mano cuenta con tres grupos de huesos: ocho huesos del carpo, que constituyen a la muñeca; cinco metacarpianos, que son los huesos del metacarpo y; las falanges, que son los huesos de los dedos (dos en el pulgar y tres en el resto de los dedos). La mano tiene una superficie anterior (palma) y una superficie dorsal (dorso de la mano). La mano es una herramienta mecánica y sensitiva. Muchas de las características de la extremidad

superior tienen como función facilitar que la mano se disponga en diferentes posiciones en el espacio [6].

2.2 Movimientos de la extremidad superior

El movimiento en la extremidad superior se puede dividir en tres zonas de transición las cuales se ubican en el hombro, el codo y la muñeca.

2.2.1 EL HOMBRO

La articulación del hombro, también llamada glenohumeral, permite que el brazo se mueva en tres ejes y su movimiento está relacionado directamente con la posición de la escapula, ya que su rotación o deslizamiento cambian la posición de la articulación glenohumeral [6]. Sus movimientos son: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación lateral (rotación externa), rotación medial (rotación interna) y circunducción.

El movimiento de flexión se realiza llevando la extremidad inferior del húmero hacia adelante, sirviendo la cabeza humeral de pivote, que al girar lleva su polo superior hacia atrás [10]. Llega a tener una amplitud de hasta 180° [8].

El movimiento de extensión se realiza cuando la extremidad inferior del húmero se mueve hacia atrás desalojando el polo superior de la cabeza humeral hacia delante, poniendo por ello en tensión al ligamento coracohumeral. Se realiza acompañado de movimientos de toda la cintura escapular, aisladamente es muy limitado y solo alcanza 30° [10].

Los movimientos de flexión y extensión mueven al brazo sobre el plano sagital entorno a un eje transversal de la posición anatómica estándar.

La aducción es el movimiento con el cual se aproxima el brazo al tronco, la cabeza del húmero se mueve de abajo a arriba [10]. Debido a la presencia del tronco la máxima aducción se encuentra en el plano frontal. Para realizar una aducción de mayor amplitud es necesario asociarla con un movimiento de flexión o extensión. Con el movimiento de flexión es posible llegar a una aducción de hasta 45° [8].

La abducción es el movimiento que separa al brazo del tronco. Este movimiento es posible clasificarlo en tres fases. Durante la primera fase, el movimiento del brazo va desde 0 hasta 60 grados, en ella los músculos que se encargan de su movimiento son el deltoides y el supraespinoso hasta que se llega el bloqueo de la articulación glenohumeral al existir un choque óseo entre el troquíter y el borde superior de la glenoide. En la segunda fase, el movimiento se realiza desde los 60 a los 120 grados; con la articulación glenohumeral bloqueada, la articulación del hombro continua su movimiento gracias a la participación de la cintura escapular mediante un movimiento pendular del omóplato y otro movimiento de rotación longitudinal de las articulaciones esternocostoclavicular y acromioclavicular. Por último, la tercera fase comprende los movimientos desde 120 a 180 grados. Si el movimiento es solo de un brazo, existe una inclinación contralateral bajo la acción de los músculos espinales opuestos; Por otro lado, si el movimiento es de ambos brazos debe existir una hiperlordosis lumbar.

Los movimientos de abducción y aducción se realizan sobre el plano frontal entorno al eje anteroposterior.

La rotación del hombro es interna cuando la cabeza del húmero gira sobre su vertical paralelo a la diáfisis y cuando se realiza se tensa la porción posterior de la cápsula y al músculo subespinoso que limitan su movimiento [10]. Su amplitud de movimiento se mide normalmente con el codo flexionado a 90 grados y alcanza un ángulo de hasta 110 grados. Sin embargo, para alcanzar este movimiento es necesario que el antebrazo pase por detrás del tronco, haciendo necesario que se realice un movimiento de extensión del hombro [8].

La rotación externa se logra cuando se desaloja la tuberosidad menor y se limita el movimiento por la tensión de los ligamentos glenohumerales medio e inferior y del músculo subescapular [10]. Su amplitud llega a los 80° [8].

Tanto el movimiento de rotación lateral interna como externa se realizan sobre el eje vertical sobre el plano axial.

El movimiento de circunducción combina los movimientos elementales en torno a los tres ejes. Cuando esta circunducción alcanza su máxima amplitud, el brazo describe en el espacio un cono irregular: el cono de circunducción. Su cúspide se sitúa en el centro teórico del hombro, su lado es igual a la longitud del miembro superior, pero su base, lejos de representar un cono regular, está deformada debido al tronco. El citado cono delimita en el espacio un sector esférico de accesibilidad, en cuyo interior la mano puede coger objetos sin desplazamiento del tronco, para llevárselos provisionalmente a la boca.

2.2.2 EL CODO

El codo es la articulación intermedia de la extremidad superior, realiza la unión mecánica entre el primer segmento, el brazo, y el segundo, el antebrazo. es una articulación sinovial del tipo gínglimo, se localiza 2-3cm por debajo de los epicóndilos del húmero [7]. Esta articulación le permite, gracias a la orientación en los tres planos del espacio otorgados por el hombro, desplazar más o menos lejos del cuerpo su extremidad activa: la mano. Anatómicamente el codo solo cuenta con una articulación. Sin embargo, fisiológicamente es posible distinguir dos funciones distintas: La flexo-extensión y la pronosupinación.

El movimiento de flexión del codo se distingue por ser una flexión activa o pasiva. Se considera como flexión activa cuando las masas musculares entre el brazo y el antebrazo son las limitantes del movimiento. La flexión activa tiene una amplitud límite de 145 grados, los cuales se acentúan más en personas con mayor masa muscular [8]. La flexión pasiva se realiza cuando se sobrepasan los 145 grados entre el brazo y el antebrazo. El eje longitudinal de la ulna, también llamado cúbito, en extensión completa forma un ángulo de 170° con respecto al eje longitudinal del húmero [7]. Durante esta fase se encuentran algunos factores limitantes del movimiento como: Impacto de la cabeza radial contra la fosita supracondílea y de la coronoidea contra la fosita supratroclear, tensión en la parte posterior de la cápsula, tensión pasiva del músculo tríceps braquial. En estas condiciones la amplitud del movimiento llega a alcanzar los 160 grados.

El movimiento de extensión dirige el antebrazo hacia atrás. La posición anatómica corresponde a la extensión completa. Por definición, la amplitud en este movimiento del codo no existe, aunque existen algunos sujetos que poseen una gran laxitud ligamentosa que pueden alcanzar un hiperextensión de 5 a 10 grados [8].

Al igual que en el movimiento de flexo-extensión del hombro, la flexo-extensión del codo también se realiza sobre el plano sagital entorno al eje transversal.

La pronosupinación, **Figura 1**, es el movimiento de rotación sobre el eje longitudinal la cual introduce un tercer grado de libertad (GDL) en el complejo articular de la muñeca, los primeros dos son la flexo-extensión y la abducción-aducción. Este movimiento sólo se puede analizar con el codo flexionado a 90 grados, ya que de encontrarse en extensión el antebrazo se encontrará en prolongación con el brazo y a la rotación longitudinal del antebrazo se le añadirá el movimiento de rotación del brazo en torno a su eje longitudinal gracias a los movimientos de rotación externa-interna del hombro [8]. Para determinar la posición anatómica, o posición cero, de este movimiento es necesario colocar el codo flexionado a 90 grados con el pulgar hacia arriba y la palma de la mano hacia adentro. Una vez determinada la posición cero se comienza a medir la amplitud de los movimientos de pronación y supinación.

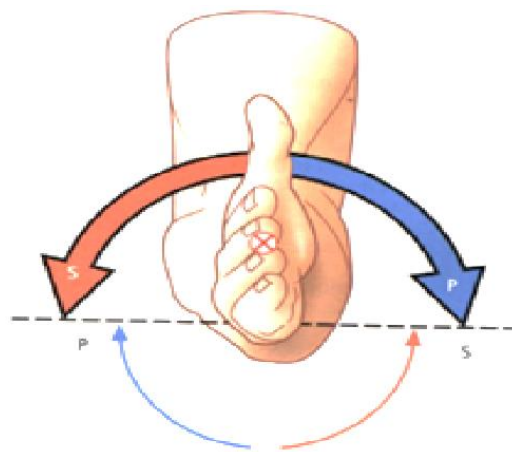


Figura 1 Movimiento de pronosupinación sobre el plano Y-Z [8]

El movimiento de pronación se reconoce cuando la palma de la mano se encuentra hacia abajo y el pulgar hacia adentro. Este movimiento tiene una amplitud de 85 grados. Mientras que, el movimiento de supinación se logra cuando la palma de la mano se encuentra hacia arriba y el pulgar apunta hacia afuera. Su amplitud llega a ser de 90 grados.

2.2.3 LA MUÑECA

Es la articulación distal de la extremidad superior, permite que la mano adopte la posición óptima para la manipulación de objetos. El complejo articular de la muñeca posee dos grados de libertad comprendidos por los movimientos de flexo-extensión y abducción-aducción.

El movimiento de flexión se realiza cuando la cara anterior o palmar de la mano se aproxima a la cara anterior del antebrazo. Su amplitud de movimiento se divide en dos fases: La primera de ellas es la flexión activa en la cual se llega hasta los 85 grados; mientras que, en la segunda, flexión pasiva, se llega a los 100 grados durante la pronación.

La extensión de la muñeca se logra al aproximar la cara posterior, o dorsal, de la mano a la cara posterior del antebrazo. Al igual que en el movimiento de flexión, la amplitud de la extensión se divide en dos fases: Durante la extensión activa se logra una amplitud de hasta 85 grados; Por otro lado, durante la extensión pasiva se puede llegar hasta 95 grados tanto en pronación como en supinación, **Figura 2**.

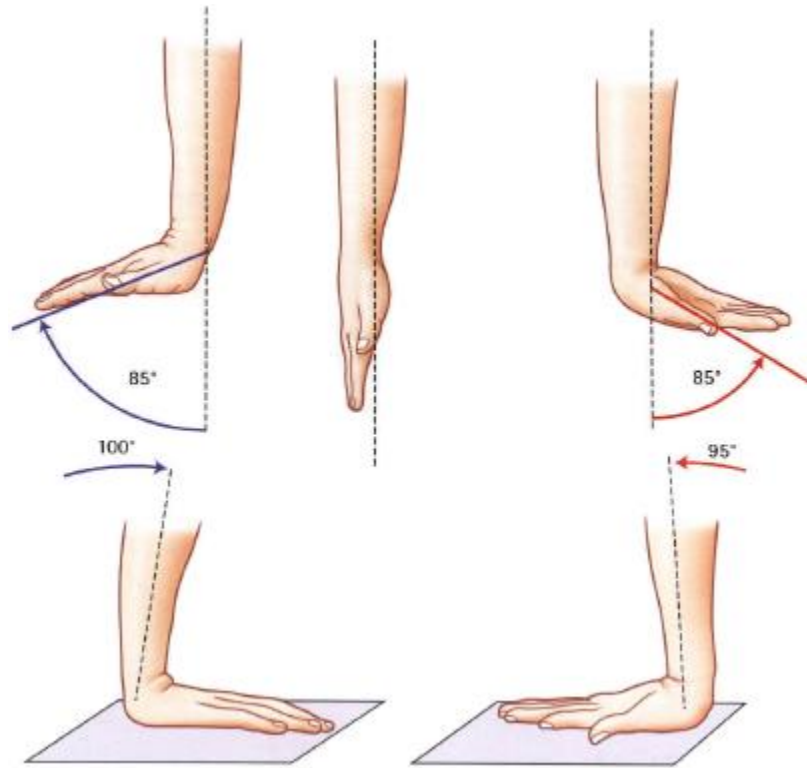


Figura 2 Movimientos de flexión y extensión de la muñeca [8]

El movimiento de aducción tiene lugar en la articulación radio carpiana, su amplitud, 45° , es aproximadamente 3 veces mayor que la del movimiento de abducción la cual ve limitado su movimiento debido a la interposición del proceso estiloides del radio. Debido a esto, la aducción se limita a una apertura de 15° con respecto a la posición neutral, **Figura 3**, [7, 8].

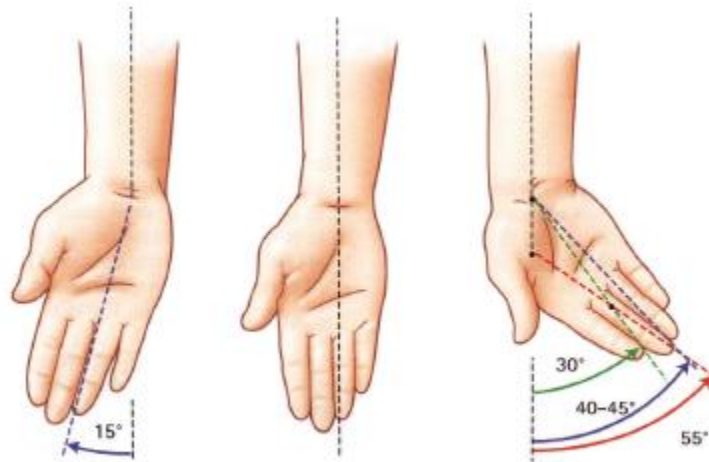


Figura 3 Movimiento de abducción y aducción de la muñeca [8]

2.3 Posición y orientación de un objeto arbitrario en el espacio 3D

La medición precisa de la posición y orientación de un objeto en el espacio desempeña un papel fundamental en la ingeniería y la rehabilitación, dentro de las cuales se encuentra el análisis de movimiento de los segmentos corporales [11]. Por conveniencia, el análisis de las extremidades del cuerpo humano se ha estudiado como una serie de eslabones vinculados entre sí para posicionarse en un punto específico dentro de su rango de movimiento. Para este fin, se han utilizado algunas herramientas matemáticas: ángulos de Euler, cuaternión, matrices de rotación, etc.; que facilitan el estudio del movimiento de las extremidades y ayudan a determinar la posición y orientación en la que se encuentran.

La posición y orientación de un objeto en el espacio nos ayudan a identificar la ubicación y dirección en la que se encuentra de acuerdo con un sistema de referencia. En el espacio vectorial es posible representarlos por medio de tres componentes linealmente independientes los cuales corresponden a los ejes de rotación. Para lograr describir la posición y orientación de un objeto en el espacio, generalmente se utilizan dos sistemas coordenados. El primero de ellos es un sistema de referencia fijo, sobre el cual se ubica el objeto; mientras que el segundo es un sistema móvil asociado al cuerpo. La posición y orientación del objeto se definirá por la relación espacial existente entre ambos sistemas coordenados. Convencionalmente, se considera que ambos sistemas son coincidentes en el origen, lo que permite asumir que son invariantes al cambio de posición entre ellos. Esta convención permite estudiar el comportamiento de un cuerpo mediante la estimación de su orientación, la cual se define por los desplazamientos angulares descritos durante el movimiento. Estos desplazamientos se determinan por medio de rotaciones realizadas en torno a cada uno de los ejes del sistema coordenado de referencia [12].

2.4 Matrices de rotación

Las matrices de rotación son herramientas algebraicas que permiten identificar los ángulos de rotación de un objeto en cada uno de los ejes del espacio Euclidiano. Existen un conjunto de matrices de rotación básicas sobre las que se expresan las rotaciones para cada eje:

$$R_x(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\text{sen } \theta \\ 0 & \text{sen } \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & -\text{sen } \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \text{sen } \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$R_z(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\text{sen } \theta & 0 \\ \text{sen } \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

En conjunto, se puede determinar la rotación de un objeto en un espacio de tres dimensiones al realizar la multiplicación de matrices. Sin embargo, debido a que el producto matricial no es conmutativo, se tiene que respetar el orden con el cuál se multiplican las matrices:

$$R = R_z(\alpha)R_y(\beta)R_x(\gamma) \quad (4)$$

Donde α representa el ángulo sobre el eje Z, β el ángulo sobre el eje Y y γ el ángulo sobre el eje X. El producto de esta multiplicación se le conoce como matriz de rotación general o bien, matriz de cosenos directores (DCM).

$$R = \begin{bmatrix} C(\beta)C(\alpha) & C(\beta)S(\alpha) & -S(\beta) \\ S(\gamma)S(\beta)C(\alpha) - C(\gamma)S(\alpha) & S(\gamma)S(\beta)S(\alpha) + C(\gamma)C(\alpha) & S(\gamma)C(\beta) \\ C(\gamma)S(\beta)C(\alpha) + S(\gamma)S(\alpha) & C(\gamma)S(\beta)S(\alpha) - S(\gamma)C(\alpha) & C(\gamma)C(\beta) \end{bmatrix} \quad (5)$$

Donde C representa la función coseno y S representa a la función Seno. Si el producto de matrices no se realizará en el orden adecuado, el producto de dichas matrices modifica de manera significativa el comportamiento del objeto bajo estudio ya que la orientación obtenida no corresponderá a la del objeto.

2.5 Ángulos de Euler y ángulos de navegación

De acuerdo con el teorema de rotación de Euler, cualquier rotación puede ser definida por tres ángulos. Aunque no existe una única secuencia para formar los ángulos de Euler, existen diferentes metodologías aceptables para aplicaciones específicas. Una de ellas es la secuencia de rotación sobre los ejes de una aeronave. En este método, los ejes se definen de modo que

el eje x apunte a la nariz a lo largo del eje longitudinal simétrico de la aeronave, el eje y es ortogonal al eje x sobre el ala derecha, y el eje z es perpendicular al plano X - Y y apunta hacia abajo. En esta configuración se considera que cuando la aeronave se encuentra nivelada, el plano X - Y es horizontal y, por lo tanto, el eje z es vertical al suelo. La secuencia para esta configuración se realiza de manera que el sistema de referencia comience con una rotación de ángulo Ψ (guiñada, *yaw*) alrededor del eje z para formar un sistema móvil $\dot{x}\dot{y}\dot{z}$. Debido a que la rotación se realiza sobre el eje z , los ejes z y \dot{z} son los mismos. A continuación, se realiza una rotación con ángulo θ (alabeo, *pitch*) sobre el eje \dot{y} para formar un sistema $\ddot{x}\ddot{y}\ddot{z}$. Finalmente, se realiza la rotación sobre el eje \ddot{x} en un ángulo ϕ (cabeceo, *roll*) para formar el sistema $\ddot{\ddot{x}}\ddot{\ddot{y}}\ddot{\ddot{z}}$ [13].

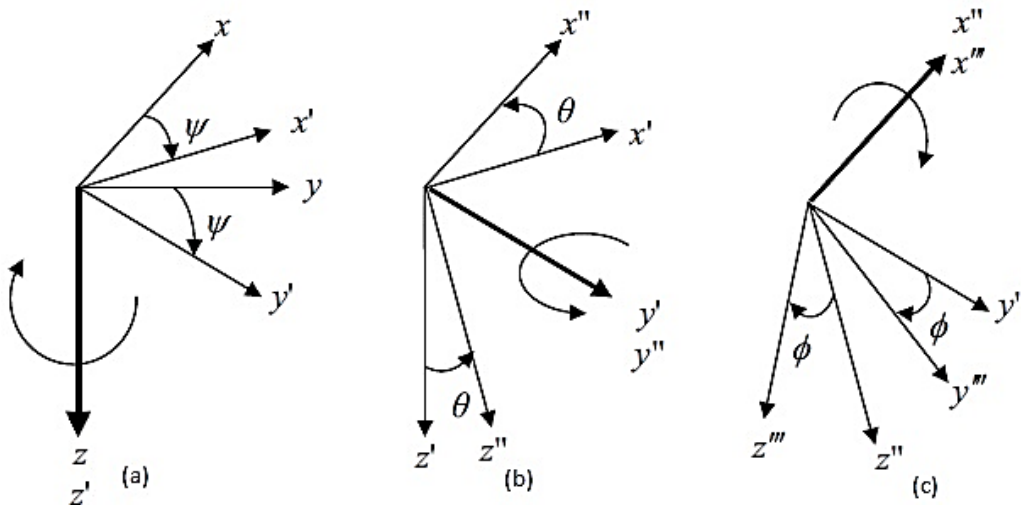


Figura 4 Secuencia de los ángulos de Euler: a) Rotación sobre el eje z . b) Rotación sobre el eje \dot{y} . c) Rotación sobre el eje \ddot{x} .

2.6 Cuaternión

Los cuaternios, también llamados números hipercomplejos, son una generalización de los números complejos. Se componen de vector de cuatro componentes (q_0, q_1, q_2, q_3) los cuales representa las coordenadas del cuaternión de una base o cuaternión unitario.

$$\mathbf{q} = [q_0e + q_1i + q_2j + q_3k] \quad (6)$$

Tales que, $i^2 = j^2 = k^2 = -1$. A su vez, estos componentes pueden dividirse en un escalar, q_0 , y en 3 componentes vectoriales $\mathbf{q} = [q_1, q_2, q_3]$.

Para entender cómo funciona un cuaternión es necesario conocer los lemas asociados a su comportamiento:

Un cuaternión unitario es aquél cuya norma es igual a 1. El conjugado de un cuaternión se desarrolla como: $\mathbf{q} = q_0 - q_1i - q_2j - q_3k$. La norma de un cuaternión se define como: $|\mathbf{q}| = \sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2}$. Dado un cuaternión \mathbf{q} cuya norma sea $\neq 1$ se puede normalizar definiendo un nuevo cuaternión: $q_1 = \frac{q}{|\mathbf{q}|}$. Dado un cuaternión \mathbf{q} , se puede definir el cuaternión inverso \mathbf{q}^{-1} como: $\mathbf{q}^{-1} = \frac{\mathbf{q}}{|\mathbf{q}|^2}$.

También es necesario conocer cómo interactúan los cuaterniones al realizar operaciones algebraicas.

Suma: dados los cuaterniones $q_a = q_0 + q_1i + q_2j + q_3k$ y $q_b = q_4 + q_5i + q_6j + q_7k$ la suma de ambos cuaterniones se define como: $q_a + q_b = (q_0 + q_4) + (q_1 + q_5)i + (q_2 + q_6)j + (q_3 + q_7)k$

Nota: La suma de cuaternios cumple con la propiedad de ser conmutativa y asociativa.

Resta: Dados los cuaterniones $q_a = q_0 + q_1i + q_2j + q_3k$ y $q_b = q_4 + q_5i + q_6j + q_7k$ la resta de ambos cuaterniones se define como: $q_a - q_b = (q_0 - q_4) + (q_1 - q_5)i + (q_2 - q_6)j + (q_3 - q_7)k$

Producto de cuaterniones: dados los cuaterniones $q_a = q_0 + q_1i + q_2j + q_3k$ y $q_b = q_4 + q_5i + q_6j + q_7k$ el producto, que denotaremos con “*”, de ambos cuaternios es: $q_a * q_b = (q_0q_4 - q_1q_5 - q_2q_6 - q_3q_7) + (q_0q_5 + q_4q_1 + q_2q_7 + q_3q_6)i + (q_4q_2 + q_0q_6 + q_3q_5 - q_1q_7)j + (q_4q_3 + q_0q_7 - q_2q_5 - q_1q_6)k$

Nota: el producto de cuaterniones es asociativo, pero no es conmutativo

Nota 2: Los productos entre componentes vectoriales se definen de la siguiente manera: $i * j = k; j * i = -k; j * k = i; k * j = -i; k * i = j; i * k = -j$

Importancia de los cuaterniones unitarios: La importancia de los cuaterniones unitarios reside en que, a través de ellos, se pueden representar rotaciones en tres dimensiones: Si q es un cuaternión unitario, éste puede pensarse como una esfera de radio 1 en el espacio 4-D. Y podemos representar una rotación en el espacio 4-D, en donde (q_1, q_2, q_3) son las componentes de cualquier eje arbitrario y a el ángulo de rotación.

Representación de rotaciones en el espacio alrededor de un eje: una rotación alrededor de un vector unitario \vec{n} y un ángulo θ puede pensarse como un cuaternión.

Sea $\vec{n} = \frac{n_1i+n_2j+n_3k}{|\vec{n}|} = 1$ y un ángulo θ . El cuaternión que representa la rotación alrededor del eje es: $q = \text{Cos}\left(\frac{\theta}{2}\right) + (n_1i + n_2j + n_3k)\text{Sin}\left(\frac{\theta}{2}\right)$.

Estas herramientas sirven para determinar el comportamiento del sistema y poder convertir la información de un sistema a otro [14]

2.7 Matriz de cosenos directores

Una matriz de cosenos directores es una herramienta cuyos elementos corresponden a los cosenos directores de los principales ejes coordenados del sistema de referencia. Su particularidad es que, a diferencia del uso de los cosenos directores por separado, los elementos de esta matriz no se encuentran sujetos a errores debidos a las aproximaciones y ajustes de los valores obtenidos durante su estimación. Su principal utilidad corresponde a la representación de la orientación de sistemas girados sobre los ejes principales del sistema de referencia XYZ [1].

2.8 Conversión entre sistemas coordenados

Es posible pasar de un sistema coordenado a otro. Para ello se han desarrollado métodos que nos permiten mantener las propiedades de los vectores transformados.

2.8.1 CONVERSIÓN ENTRE DCM A ÁNGULOS DE EULER

Tomando en cuenta la matriz de cosenos directores, ecuación 5, es posible determinar los ángulos de Euler por medio de las siguientes relaciones:

$$\phi = \arctan(R_{23}, R_{33}) \quad (7)$$

$$\theta = \arcsin(-R_{13}) \quad (8)$$

$$\psi = \arctan(R_{12}, R_{11}) \quad (9)$$

Donde R_{ij} (i filas, j columnas) corresponden a los elementos de la matriz \mathbf{R} .

La conversión de ángulos de Euler a DCM se puede calcular sustituyendo los valores de los ángulos correspondientes en la ecuación 5.

2.8.2 CONVERSIÓN ENTRE DCM Y CUATERNIONES

Dado el cuaternio $\mathbf{q} = [q_0, q_1, q_2, q_3]$, se sustituyen los elementos de la matriz para formar una DCM de la siguiente manera [13]:

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1q_2 + q_0q_3) & 2(q_1q_3 - q_0q_2) \\ 2(q_1q_2 - q_0q_3) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2q_3 + q_0q_1) \\ 2(q_1q_3 + q_0q_2) & 2(q_2q_3 - q_0q_1) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \quad (10)$$

2.8.3 CONVERSIÓN ENTRE ÁNGULOS DE EULER Y CUATERNIÓN

La conversión de cuaternión a ángulos de Euler implica la conversión de los cuaternión a DCM para posteriormente convertirlos a los ángulos de Euler. Básicamente, consiste en sustituir los elementos de la ecuación 10 en las ecuaciones 7, 8 y 9.

Por otro lado, para convertir de ángulos de Euler a cuaternión es necesario sustituir de acuerdo con la siguiente ecuación [13]:

$$Q = \begin{bmatrix} c \frac{\Psi}{2} c \frac{\theta}{2} c \frac{\phi}{2} + s \frac{\Psi}{2} s \frac{\theta}{2} s \frac{\phi}{2} \\ c \frac{\Psi}{2} c \frac{\theta}{2} s \frac{\phi}{2} - s \frac{\Psi}{2} s \frac{\theta}{2} c \frac{\phi}{2} \\ c \frac{\Psi}{2} s \frac{\theta}{2} c \frac{\phi}{2} + s \frac{\Psi}{2} c \frac{\theta}{2} s \frac{\phi}{2} \\ s \frac{\Psi}{2} c \frac{\theta}{2} c \frac{\phi}{2} - c \frac{\Psi}{2} s \frac{\theta}{2} s \frac{\phi}{2} \end{bmatrix} \quad (11)$$

2.9 Sensores inerciales y magnéticos

Un sensor inercial es un dispositivo que se encarga de medir la aceleración gravitacional y/o la velocidad angular de un objeto. Los ejemplos más sencillos de sensores inerciales los encontramos en los acelerómetros y giroscopios. Un acelerómetro se encarga de medir la aceleración lineal con la que se mueve un objeto. Mientras que un giroscopio se encarga de medir la velocidad angular con la que se mueve un objeto.

Un sensor magnético es aquél capaz de cuantificar en fuerza o dirección la señal magnética de un objeto. Esto nos permite utilizar este tipo de sensores como una brújula e identificar, de esta manera, la orientación de objetos con respecto al norte magnético terrestre

2.10 IMU y AHRS

Una unidad de medición inercial (IMU, por sus siglas en inglés) es un dispositivo electrónico capaz de detectar magnitudes físicas por medio de sensores inerciales. Convencionalmente, se utilizan 3 acelerómetros lineales y 3 giroscopios colocados de manera ortogonal entre sí para realizar la medición sobre los 3 ejes en el espacio. Estos dispositivos son utilizados para determinar la posición y orientación de objetos en el espacio. Para determinar la orientación del objeto, se integra la velocidad angular proporcionada por los giroscopios con respecto al tiempo. Por otro lado, para determinar la posición del objeto se utiliza la información de los acelerómetros para obtener un vector de aceleración total del cuerpo. Este vector de aceleración se puede convertir de coordenadas del cuerpo a coordenadas de referencia usando

la orientación instantánea determinada por los giroscopios. La posición se obtiene restando el efecto de la gravedad a la aceleración medida y luego se realiza una doble integración con respecto al tiempo comenzando desde una posición inicial conocida [15].

$$r(t) = \int_{t-1}^t v(t)dt \quad (12)$$

$$v(t) = \int_{t-1}^t a(t)dt \quad (13)$$

Donde $r(t)$ es la posición instantánea, $v(t)$ es la velocidad instantánea y $a(t)$ es la aceleración instantánea. Los sistemas de referencia de actitud y rumbo (AHRS, *Attitude and Heading Reference Systems*) son dispositivos que cuentan con sensores que proporcionan información sobre la actitud de un objeto en el espacio, incluyendo los ángulos de navegación. También se les conoce como sensores MARG (Magnético, Velocidad angular y Gravedad, *Magnetic, Angular Rate and Gravity*) ya que utilizan estos tres fenómenos físicos para determinar la posición y orientación de objetos en el espacio. Estos sistemas utilizan la misma metodología que los IMU, pero a diferencia de estos, utilizan un sensor magnético (magnetómetro) para determinar con mayor precisión la posición y orientación de un objeto en el espacio. El magnetómetro utiliza el campo magnético de la Tierra para identificar el norte y a su vez identificar el componente del campo magnético en una dirección en particular [16].

Tanto los IMU como los AHRS son utilizados ampliamente en diferentes áreas para determinar la posición, velocidad y orientación de objetos en el espacio como en: Navegación [17], electrogoniometría [18], Robótica [19], videojuegos [20], etc.

Capítulo 3. Estado del arte

3.1 Técnicas e instrumentos utilizados para el análisis de movimiento en articulaciones

Existen diferentes técnicas para el análisis de movimiento en las articulaciones. De entre ellas se destacan a la goniometría, la visión artificial y los sensores MARG.

La goniometría es una técnica utilizada por su precisión, portabilidad y bajo costo. Sin embargo, su uso puede presentar errores durante la medición debido a una mala calibración del equipo o una mala técnica por parte del operador durante el análisis. Por otro lado, la alineación del goniómetro debe ser realizada mediante la estimación visual de los reparos óseos e indicadores anatómicos, requiriendo la experiencia y conocimiento calificado del evaluador, haciendo que no cualquiera pueda realizar un análisis correctamente [21, 22].

Por su parte, la visión artificial requiere de un equipo de video para capturar los movimientos generados durante la prueba y utiliza un algoritmo para determinar cuáles son los segmentos por evaluar. Su principal ventaja es que permite determinar los cambios de posición y orientación de cada articulación y segmento, sin embargo, presenta como desventaja el alto costo de los equipos, cámaras de video especializadas, y el desarrollo de algoritmos complejos para el análisis; además, en algunos casos, es necesario el uso de marcadores para la identificación de los puntos de interés a evaluar, lo que implica la necesidad de condiciones especiales para su monitoreo, haciendo que el sistema sea poco portable [23, 24].

Los sensores inerciales y magnéticos han sido utilizados durante los últimos años como una alternativa que permite realizar el monitoreo de movimientos de articulaciones y extremidades con un bajo costo, tamaño reducido y bajo consumo energético [25, 26, 27]. Sin embargo, presentan el inconveniente de que no miden directamente la posición u orientación de los objetos, sino cantidades físicas que corresponden al movimiento del objeto, por lo que se requiere de un algoritmo que interprete estas magnitudes para el reconocimiento de la posición y orientación entre dos o más sensores de este tipo.

En los últimos años, se han desarrollado una gran cantidad de sistemas de análisis de seguimiento de movimiento basados en las tecnologías de visión y sensores

inerciales/magnéticos. Esto se debe a que son sistemas que no necesitan de influencia humana para la medición de la actividad realizada y permiten un análisis por medio de equipo de cómputo de manera directa [1, 11, 28, 29, 30, 31, 32, 33].

3.2 Estudios reportados recientemente

El uso de sensores inerciales para el análisis de extremidad superior ha tenido un gran auge en los últimos años. A continuación, se muestra breve reseña de algunos de los estudios realizados recientemente.

Tabla 1 Estudios reportados recientemente

Año	Autores	Título	Sensores
2003	Giansianti D, et al [11]	<i>Is it Feasible to Reconstruct Body Segments 3-D Position and Orientation Using Accelerometric Data?</i>	Acelerómetros
2005	Luinge H, Veltink P. [34]	<i>Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers.</i>	Acelerómetros y Giroscopios
2005	Dejnabadi H, et al. [28]	<i>A New Approach to Accurate Measurement of Uniaxial Joint Angles Based on a Combination of Accelerometers and Gyroscopes</i>	Acelerómetros y Giroscopios
2006	Favre J, et al. [29]	<i>Quaternion-based fusion of gyroscope and accelerometers to improve 3D angle measurement</i>	Acelerómetros y Giroscopios
2006	Yun X, Bachmann E. [30]	<i>Design, Implementation, and Experimental Results of a Quaternion-Based Kalman Filter for Human Body Motion Tracking</i>	MARG (Acelerómetro y Magnetómetro)
2007	Luinge H, et al. [31]	<i>Ambulatory measurement of arm orientation</i>	Acelerómetro y Giroscopio

2011	Sabatini A. [32]	<i>Estimating Three-Dimensional Orientation of Human Body Parts by Inertial/Magnetic Sensing</i>	IMU
2013	Peppoloni L, et al [33]	<i>A Novel 7 degree of freedom model for upper limb kinematic reconstruction based on wearable sensors</i>	IMU
2014	Barraza J. A, et al [35]	<i>Instantaneous Position and Orientation of the Body Segments as an Arbitrary Object in 3D Space by Merging Gyroscope and Accelerometer Information</i>	IMU
2015	Tian Y, et al [22]	<i>Upper limb motion tracking with the integration of IMU and Kinect</i>	IMU y Kinect
2016	Barraza J. A, et al [36]	<i>Evaluation of suitability of a micro-processing unit of motion analysis for upper limb tracking</i>	MARG

Capítulo 4. Planteamiento del proyecto

4.1 Definición del problema

Algunas enfermedades como la esclerosis múltiple [3] o la miastenia gravis [5] pueden causar debilidad muscular en la extremidad superior. La degeneración en el movimiento de la extremidad superior o la ausencia parcial de la misma implica que los pacientes tengan problemas para realizar ciertas tareas de la vida cotidiana. A su vez, esto ocasiona una disminución en la calidad de vida de la persona afectada [2, 37]. Para determinar la funcionalidad de la extremidad superior se lleva a cabo un estudio en el que se evalúa el movimiento y la trayectoria de movimientos que realiza el paciente.

La evaluación del movimiento de la extremidad superior y el estado funcional en un paciente son determinados por un procedimiento cualitativo y cuantitativo [38]. Existen algunas técnicas que permiten la evaluación del movimiento en los diferentes segmentos del cuerpo. La goniometría, por ejemplo, es una de las técnicas más conocidas debido a la cantidad de tiempo que lleva utilizándose y la fiabilidad que presenta en sus resultados [39]. Con los avances tecnológicos se han desarrollado nuevas técnicas que permiten evaluar el comportamiento de los segmentos del cuerpo, tales como los electrogoniómetros, los sistemas de visión y sistemas basados en sensores inerciales. Los electrogoniómetros normalmente utilizan un potenciómetro para determinar la relación existente (ángulo) entre los dos segmentos de una articulación [40]. Los sistemas de visión utilizan marcadores para identificar la posición de un cuerpo en el espacio y en algunos casos 2 puntos fijos de referencia para analizar la interacción entre los marcadores [41]. Mientras que, los sistemas basados en sensores inerciales aprovechan las características físicas del movimiento, aceleración y velocidad angular, para determina la posición y orientación de los segmentos a analizar en el espacio [11, 30, 34].

Las técnicas mencionadas anteriormente permiten capturar la información del movimiento para su análisis y posterior diagnóstico. Sin embargo, existen inconvenientes para el uso de ellas, por ejemplo: El uso de electrogoniómetros requiere de una buena calibración, así como habilidad por parte del usuario para la correcta colocación del equipo; el alto costo y la necesidad de contar con instalaciones adecuadas para el desarrollo de la evaluación, son

algunos de los inconvenientes de los sistemas de visión. Mientras que los sistemas basados en sensores inerciales requieren de una correcta interpretación de la información entregada por los sensores para determinar la posición y orientación del movimiento ejecutado.

4.2 Justificación de la tesis

La captura de movimiento humano consiste en la grabación de movimientos corporales para reproducir el movimiento y realizar un análisis tanto en tiempo real como fuera de línea [42]. Para ello se han desarrollado técnicas basadas en las que se utilizan sensores para recolectar la información [11, 22, 29, 33].

El uso de sensores inerciales permite aprovechar sus características físicas (peso y tamaño), computacionales (precisión) y precio para desarrollar un sistema portátil con el cual evaluar el comportamiento del movimiento en cada segmento de la extremidad superior. Sin embargo, se han reportado problemas con la medición por ruido y desviación de la deriva al utilizarse este tipo de sensores de manera individual durante una medición [34]. Por otra parte, la combinación de la información dada por acelerómetros y giroscopios, conocidos como unidades de medición inercial (IMU, por sus siglas en inglés: *Inertial Measurement Unit*), ha demostrado mejorar la calidad de la medición [43, 44]. Actualmente, ya existen de manera comercial sistemas IMU que proporcionan información procesada. Sin embargo, es necesario realizar un algoritmo con el cuál trabajar dicha información de acuerdo con la actividad específica a realizar [19, 35].

Existen trabajos reportados en los que se utiliza la información de sensores inerciales para la evaluación de movimiento en la extremidad superior. Sin embargo, la gran mayoría de estos reportan únicamente el comportamiento del hombro y codo en tiempo real [18, 33]. Mientras que en otros trabajos se utiliza para la información adquirida para establecer nuevas técnicas que permitan el control de prótesis [45] o la identificación de movimientos funcionales de la extremidad superior [46].

En base a lo mencionado anteriormente se propone desarrollar un sistema ambulatorio que permita el análisis de movimiento de la extremidad superior para sus articulaciones más

importantes: hombro, codo y muñeca. El cuál utilizará módulos con sensores magneto/inerciales para la adquisición de la información que determinará la relación existente entre los segmentos de la extremidad superior: tórax, brazo, antebrazo y mano. Al ser un sistema ambulatorio se pretende que los módulos a utilizar sean de fácil colocación y que la comunicación entre ellos sea de manera inalámbrica. Para ello se pretende utilizar dispositivos con tecnología ZigBee como medio de comunicación. Adicionalmente, se utilizará un modelo virtual que permita visualizar el movimiento en tiempo real, además de almacenar la información para su procesamiento y posterior análisis.

4.3 Objetivos de la tesis

4.3.1 OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un sistema ambulatorio que permita el análisis de movimiento de las articulaciones hombro, codo y muñeca, consideradas como las más importantes durante el movimiento de la extremidad superior; el cual pueda ser representado mediante gráficas de cada uno de los ejes y observado en un modelo virtual.

4.3.2 OBJETIVOS PARTICULARES

- Desarrollar un sistema ambulatorio para el análisis de movimiento de los segmentos corporales de la extremidad superior: brazo, antebrazo y mano; que transmita la información obtenida de sensores magneto/inerciales hacia una PC para su posterior integración y análisis.
- Elaborar módulos en los que se integren los componentes necesarios para la adquisición, procesamiento y transmisión de los datos relacionados a cada segmento de la extremidad superior.
- Desarrollar un algoritmo que permita la integración de la información de los sensores para determinar la posición y orientación de las articulaciones: hombro, codo y muñeca; para su análisis.
- Elaborar un protocolo de pruebas para el análisis de los segmentos de manera individual en el cuál se utilizarán movimientos controlados y movimientos de actividades cotidianas.

- Utilizar un modelo virtual para la reproducción y seguimiento de los movimientos de la extremidad superior.
- Demostrar el desempeño mediante un análisis cualitativo y cuantitativo de la información entregada por los módulos.

Capítulo 5. Metodología

5.1 Solución propuesta

Con el objetivo de detectar el movimiento de la extremidad superior, se propuso el desarrollo de un sistema ambulatorio de análisis de movimiento utilizando sensores magneto/inerciales (MARG). Dicho sistema consta de 4 módulos, colocados en el tórax, brazo, antebrazo y mano; cada uno de los módulos consiste en una tarjeta de propósito específico, diseñada para adquirir la información de los sensores MARG y transmitirla de manera inalámbrica por medio de módulos X-Bee. En la **Figura 5**, se muestra un diagrama a bloques en el que se presenta de manera general el funcionamiento de los módulos.

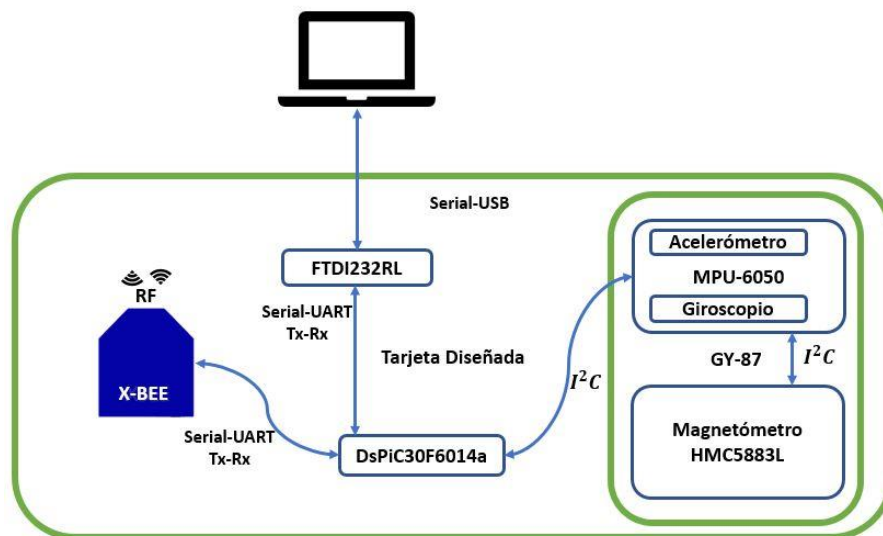


Figura 5 Diagrama de a bloques del sistema desarrollado. Las líneas representan la conexión física entre los componentes.

De manera general, los módulos desarrollados cuentan con un microcontrolador DsPIC30F6014A, encargado de recibir la información de los sensores magneto/inerciales. Dicha información pasa por una etapa de acondicionamiento y procesamiento previas al intercambio de información entre módulos; en cada uno de los módulos es realizado el mismo proceso.

Una vez realizada la etapa de acondicionamiento, procesamiento y transmisión de la información en cada uno de los módulos, dicha información es enviada a una interfaz en

Matlab en donde es evaluada la interacción entre los módulos para determinar la posición y orientación de cada uno de los segmentos de la extremidad superior evaluados.

5.2 Desarrollo

5.2.1 CONSIDERACIONES DE DISEÑO

Con el objetivo de obtener información acerca de la cinemática de la extremidad superior, durante su movimiento, se utilizó un módulo con sensores magneto/inerciales. Para la transmisión de la información entre módulos, se buscó un dispositivo capaz de enviar la información de manera inalámbrica, el cual permitiera realizar cambios en su topología de red, siendo X-Bee una de las opciones más viables para el proceso. Una vez que se tuvieron estos elementos, fue necesario determinar el procesador con el cuál obtener la información de los sensores y enviarla a otro modulo. Por cuestiones de capacidad de almacenamiento y procesamiento, se optó por utilizar un Microchip DsPIC30F6014A®. Finalmente, se requería de dispositivos que permitieran el envío de información vía USB para comunicar a los módulos con una PC y, a su vez, monitorear de manera individual a los módulos.

5.2.1.1 Modulo GY-87

El módulo GY-87 cuenta con un conjunto de elementos de medición magneto/inercial de 10 grados de libertad, en un solo empaquetado LGA, fabricado por la compañía WAVGAT. Entre los elementos de medición magneto/inercial con los que el módulo cuenta destacan: un dispositivo de seguimiento de movimiento de 6 grados de libertad MPU-6050 en el que se combinan un giroscopio de 3 ejes, un acelerómetro de 3 ejes, y un procesador de movimiento digital; un magnetómetro digital de 3 ejes, HMC5883L y; un sensor digital de presión BMP180, el cual no se utiliza para el desarrollo de este proyecto.

El MPU-6050 cuenta con tres convertidores análogo-digital (CAD) de 16-bits para digitalizar las salidas del giroscopio y tres CAD para digitalizar la información del acelerómetro. El dispositivo permite dar un seguimiento preciso para movimientos rápidos o lentos programando de manera personalizada el giroscopio para una escala completa en rangos de ± 250 , ± 500 , ± 1000 y ± 2000 °/s; y al acelerómetro para un rango de escala completa de $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ y $\pm 16g$. La comunicación con los registros del dispositivo se realiza por

medio de I^2C a una frecuencia de operación estándar de 400 KHz. Adicionalmente, el MPU-6050 cuenta con un puerto I^2C auxiliar utilizado para establecer comunicación y transferencia de información con el magnetómetro (HMC5883L), **Figura 6** [47].

El HMC5883L cuenta con un CAD de 12-bits que permite una resolución de 1° a 2° . Está diseñado para medir la dirección y magnitud del campo magnético de la Tierra, desde 2 mili-gauss hasta ± 8 gauss. Su voltaje de operación es de 2.16 a 3.6V con un consumo de energía de $100 \mu A$. Su protocolo de comunicación se realiza mediante I^2C , lo que permite comunicarse como esclavo del MPU-6050 [48].

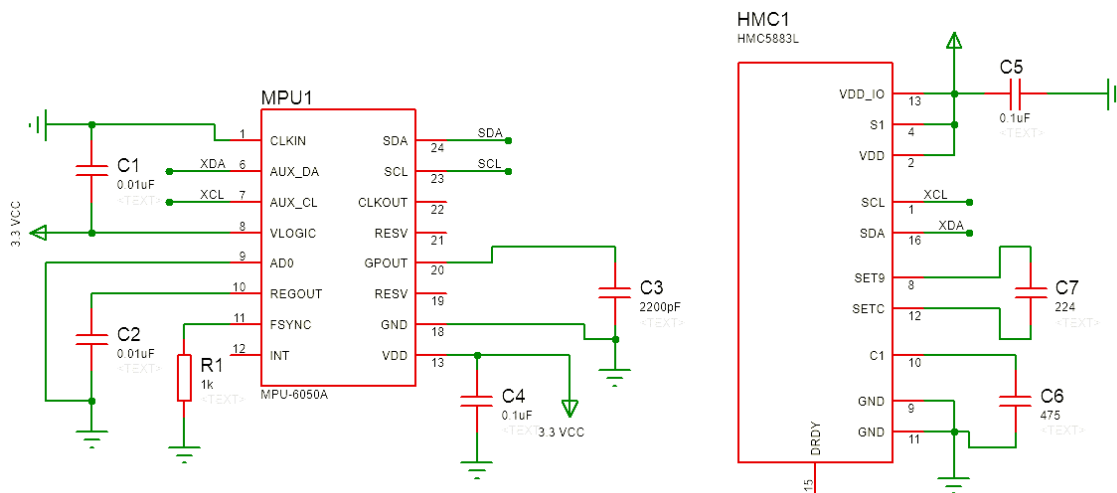


Figura 6 Diagrama de conexión del MPU-6050 con el HMC5883L

5.2.1.2 Módulo X-Bee

A diferencia de otras tecnologías, como bluetooth la cual requiere la implementación de redes tipo piconet para llevar a cabo una comunicación multidireccional, un Módulo X-Bee no requiere la implementación de programación adicional para la intercomunicación entre módulos. Cabe destacar que una de las características principales de los módulos X-Bee es la configuración de sus nodos, lo cual permite establecer una topología favorable para la aplicación requerida.

De entre la gama de módulos X-Bee, correspondientes a las series 1 y 2, el modelo seleccionado fue un XB24API001 serie 1 con antena en PCB. El motivo de utilizar un

módulo serie 1 se debe a la relación entre el precio del dispositivo contra el beneficio por consumo de energía, además de no requerir de etapas de preconfiguración para su implementación. Por otro lado, la selección de un módulo con antena en PCB se debe a motivos de diseño. Este modelo permite un rango de comunicación de hasta 30m en interiores, esta característica la confiere la capacidad de ser poco sensible a interferencias debidas al movimiento y distancia, siempre y cuando no excedan dichas dimensiones. Cabe destacar que, para efectos de la aplicación desarrollada se estima un espacio aproximado de 15m sin interferencias. En cuanto a su demanda de energía, el modelo elegido requiere de una alimentación de 2.4 a 3.4 VDC en reposo de 45 mA a 3.3 VDC en transmisión y 50 mA a 3.3VDC en recepción [49], características que lo hacen ideal para la aplicación a desarrollar.

5.2.1.3 Controlador de la tarjeta

El controlador seleccionado para el diseño del módulo de comando fue un DsPIC30F6014A, el cual cuenta con las siguientes características:

- 30 millones de instrucciones por segundo.
- 8 Kbyte de memoria RAM
- 4 Kbyte de memoria EEPROM
- Capacidad de reloj externo de hasta 40MHz
- Oscilador interno de 4-10MHz
- Módulo de comunicación por I^2C
- 2 módulos UART direccionables
- Cuenta con 68 pines de propósito general, de los cuales se pueden adaptar 8 canales para PWM y 16 para ADC.

Uno de los módulos UART es utilizado para comunicar vía serial-USB la información a la interfaz de Matlab; mientras que el otro modulo se utiliza para la comunicación inalámbrica entre módulos mediante los X-Bee. Por otro lado, el módulo de comunicación I^2C fue utilizado para la comunicación y transferencia de información con el sensor GY-87 [50]. Los puertos ADC y PWM son considerados en el diseño y desarrollo de la tarjeta de módulo de comando para futuras aplicaciones.

5.2.1.4 Intercomunicación entre DsPic y PC

Para la comunicación entre el DsPic y el pc se utilizó un dispositivo FTDI232RL, el cual sirve como interfaz para los protocolos USB y serial UART. Se seleccionó este dispositivo ya que integra en su empaquetado una memoria EEPROM externa, resistencias de terminales para USB y un circuito de reloj interno que no requiere de cristal oscilador externo, además de contar con un regulador de voltaje a 3.3V utilizado para alimentar a los módulos X-Bee. Estas características permiten simplificar el diseño de la tarjeta al no requerir de circuitos adicionales para realizar dichas tareas [51].

5.2.1.5 Alimentación de las tarjetas

Para la alimentación de las tarjetas se utilizaron baterías recargables LiPo de 550mAh a 3.7V las cuales permiten un funcionamiento continuo de entre 7 y 8 horas. Para su uso, se integró un controlador de gestión de carga MCP73831T. Debido a su tamaño, 2mm x 3mm, el diseño de la tarjeta no se modifica en gran medida conservando su portabilidad además de permitir su carga utilizando un dispositivo USB convencional. El algoritmo que emplea este dispositivo permite la carga de la batería a corriente/voltaje constante, dependiendo del pre-acondicionamiento seleccionado: valor de terminación de carga, umbral de recarga automática y valor actual de pre-acondicionamiento [52]. El tiempo de carga total aproximado para las baterías es de 6 horas.

5.2.1.6 Modulo de Monitoreo

Una vez definidos los componentes, se diseñó la tarjeta para los módulos de monitoreo (IXB_{0x}). Estos módulos son colocados en el tórax (IXB_{04}), brazo (IXB_{03}), antebrazo (IXB_{02}) y mano (IXB_{01}) de los sujetos de prueba para analizar cada uno de estos segmentos. Debido a la colocación de los módulos, estas tarjetas se diseñaron con un tamaño reducido (5.5cm x 4.4cm) procurando que los módulos desarrollados fuesen lo menos invasivos posible, promoviendo su portabilidad y ergonomía. La **Figura 7**, se muestra el diseño del PCB para esta tarjeta.

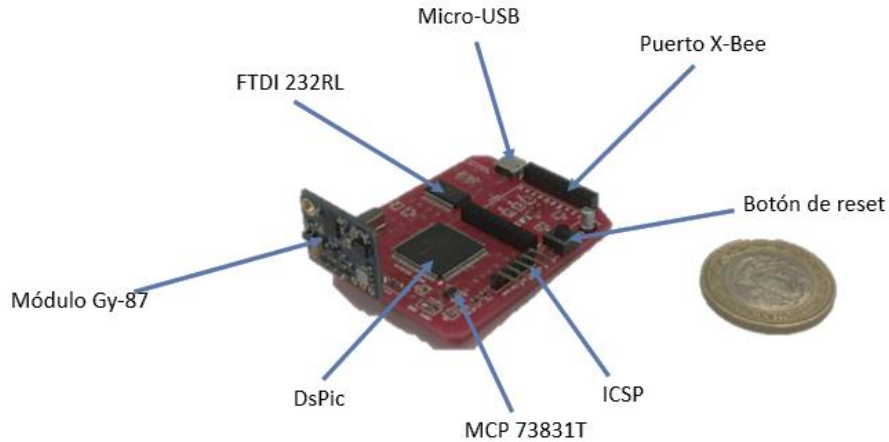


Figura 7 PCB del módulo de monitoreo. En la imagen se muestran los elementos que componen el diseño de la tarjeta.

La tarjeta cuenta con un micro procesador DsPic30F6014A, un módulo de programación por ICSP, una interfaz USB-UART FTDI232RL, un conector micro-USB para la carga de la batería y comunicación con el pc, un puerto X-Bee para la comunicación entre módulos, un puerto I^2C utilizado para comunicar y transferir información con el sensor GY-87 y 5 pines: 2 utilizados para la conexión con la batería y tres para un switch de encendido/apagado colocado en la carcasa del módulo. El diseño de la tarjeta se realizó en *Altium designer 2014* ® aprovechando los beneficios que proporciona dicho software para el diseño de *footprints* para componentes no tan comerciales. Los diagramas esquemáticos, así como el *footprint* del PCB se encuentran en la sección de anexos.

Este módulo de monitoreo es utilizado para adquirir la información cinemática de los sujetos de prueba. En total se fabricaron 7 módulos, de los cuales se utilizaron 4 para la evaluación de los movimientos. Estos cuatro módulos adquieren la información de la mano, el antebrazo, el brazo y el tórax de los participantes para determinar el comportamiento de los movimientos realizados.

5.2.1.7 Módulo de comando

El módulo de comando, **Figura 8**, es una tarjeta de mayor tamaño con respecto a la tarjeta del módulo de monitoreo. Esto se debe a que en su diseño se previó su uso para futuros trabajos en los que se requiera de un puerto analógico. En total el diseño cuenta con: 15 pines analógicos de conexión, un puerto PWM con 15 pines digitales, un puerto para LCD, un puerto digital con 4 pines y 4 indicadores de estado.

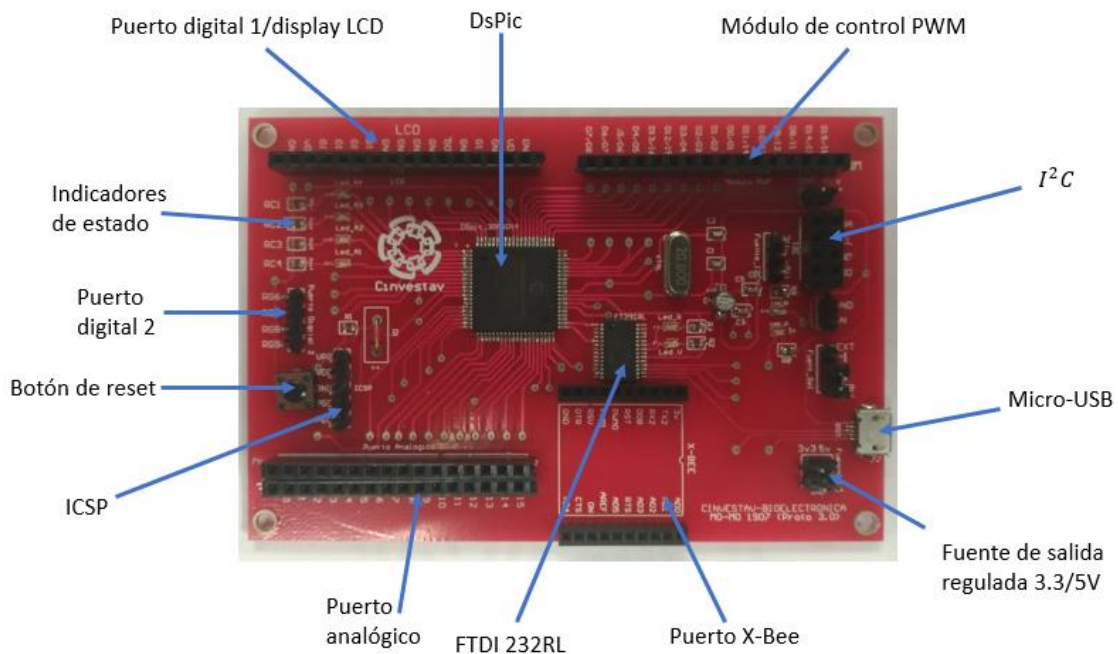


Figura 8 Módulo de comando con sus puertos y componentes

Al igual que el módulo de monitoreo, esta tarjeta también cuenta con un puerto para X-Bee, un conector micro-USB que hace las veces de puerto de carga vía USB, un puerto de comunicación vía I^2C y un puerto de programación ICSP. Una particularidad de esta tarjeta es que cuenta con un puerto auxiliar para alimentación de 3.3VCD y 5VCD el cual puede ser de utilidad para alimentar la tarjeta con una fuente externa. En la **Figura 9** se muestra la tarjeta terminada y su tamaño comparado con una moneda.

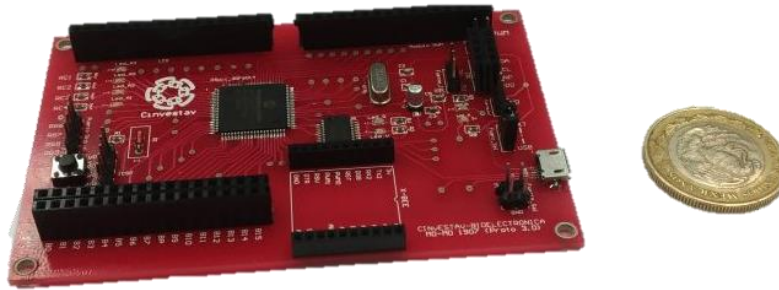


Figura 9 Comparativa de la tarjeta del módulo de comando con una moneda

Este módulo es utilizado para la interpretación, orden y procesamiento de la información recibida, siendo este la interfaz de comunicación entre los módulos y la PC. De manera específica, durante el proceso de experimentación reportado en esta tesis, el módulo de comando fue alimentado vía USB aprovechando el envío/recepción de datos entre el ordenador y este durante su alimentación, con fines de evaluación. En la sección de anexos se encuentra el diagrama esquemático y el *footprint* del PCB.

5.2.1.8 Diseño y elaboración de carcasa de protección

El diseño de la carcasa de protección para los módulos de monitoreo se realizó en SolidWorks 2014. En él se consideró un espacio suficiente para albergar la tarjeta del módulo de monitoreo, así como unas pestañas que impidieran el movimiento de la tarjeta durante la actividad. Se tomaron consideraciones para ubicar un interruptor de encendido-apagado a un costado, de tal manera que no incomodara a los sujetos de prueba, y un espacio para la batería, el cuál es lo suficientemente amplio para colocar baterías de mayor capacidad. También se consideraron ranuras sobre las que pasan unas cintas elásticas para la colocación de los módulos en los sujetos, así como espacios que permitieran interactuar con el botón de reinicio, los pines de programación por ICSP y el conector micro-USB. En la **Figura 10**, se muestra el diseño final de la carcasa en SolidWorks. Para comprobar las dimensiones del diseño se utilizó un vernier para medir el tamaño de los componentes: tarjeta, batería, interruptor, etc.; y se realizó el diseño de los mismo a fin de comparar su tamaño y forma con las del diseño de la carcasa y ajustar así sus dimensiones.

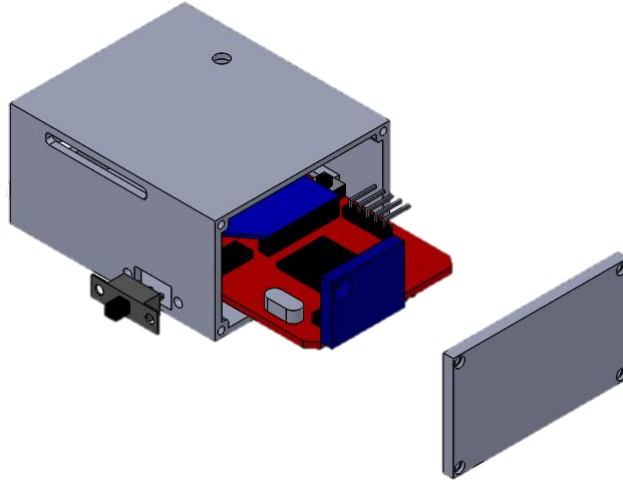


Figura 10 Diseño de la carcasa en SolidWorks 2014

La elaboración de la carcasa se realizó con una impresora 3D de la compañía *XYZprinting* modelo “da Vinci 2.0” utilizando un filamento de elastómero termoplástico (TPE) de 1.75mm de diámetro. En la **Figura 11**, se muestra el resultado de la impresión de la carcasa.

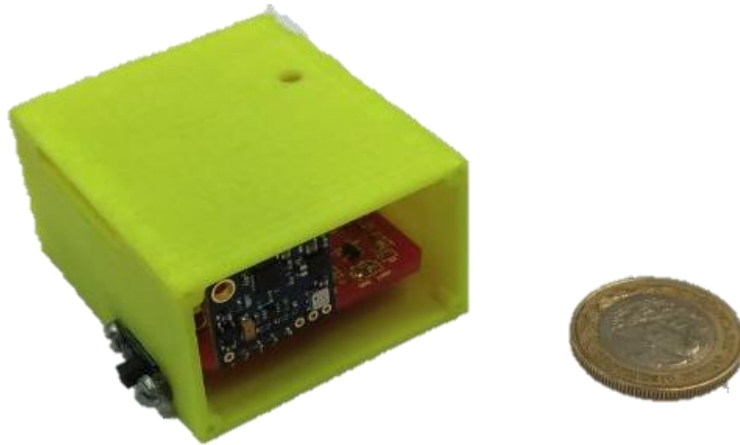


Figura 11 Carcasa con el módulo de monitoreo

Las dimensiones finales del módulo con la carcasa fueron de: 6.1 cm de largo por 5.2 cm de ancho y 3.1 cm de altura.

5.2.2 ADQUISICIÓN, PROCESAMIENTO Y TRANSMISIÓN DE DATOS

5.2.2.1 Adquisición y preprocesamiento de los datos

El intercambio de la información entre los dispositivos, MARG (Módulo GY-87) y DsPic, se realizó a través del protocolo I^2C mediante la escritura y lectura de registros en los que se almacena la información correspondiente para cada uno de los sensores. Sin embargo, la información que se adquiere por medio de estos registros requiere de una etapa de preprocesamiento para su correcta interpretación. La información obtenida por el giroscopio, acelerómetro y magnetómetro requieren de la configuración de distintos parámetros entre los que se destaca: su rango de escala completa, sensibilidad y valor de ajuste.

La información obtenida por el giroscopio corresponde a la medición de los valores de velocidad angular, medido en grados sobre segundo ($^{\circ}/s$), a los que es sometido en sensor durante su movimiento. Mientras que, la información proporcionada por el acelerómetro corresponde a la medición de los valores del campo gravitacional, medido en milésimas de aceleración gravitacionales (mg), a los que se somete el sensor cuando se encuentra inclinado en un ángulo $[\alpha, \phi, \theta] \neq 0$ con respecto al plano horizontal. Por otro lado, la información obtenida para los tres ejes (XYZ), tanto para el giroscopio (G_x, G_y, G_z) como para el acelerómetro (A_x, A_y, A_z), corresponde a un set de datos de 16 bits complemento a dos. Esto significa que la información de cada eje se almacena en dos bytes que contienen los valores más significativos y los valores menos significativos de la palabra de 16 bits. Es importante mencionar que la información contenida en cada conjunto de datos depende de los valores del rango de escala seleccionado. En la **Tabla 2**, se muestran las escalas de selección para el rango completo del acelerómetro y giroscopio.

Tabla 2 Selección de rango de escala completa para acelerómetro y giroscopio.

Selección del rango de escala	Rango de escala completo (acelerómetro)	Sensibilidad LSB (acelerómetro)	Rango de escala completo (giroscopio)	Sensibilidad LSB (giroscopio)
0	$\pm 2g$	16384 LSB/mg	$\pm 250^\circ/s$	131 LSB/($^\circ/s$)
1	$\pm 4g$	8192 LSB/mg	$\pm 500^\circ/s$	65.5 LSB/($^\circ/s$)
2	$\pm 8g$	4096 LSB/mg	$\pm 1000^\circ/s$	32.8 LSB/($^\circ/s$)
3	$\pm 16g$	2048 LSB/mg	$\pm 2000^\circ/s$	16.4 LSB/($^\circ/s$)

Una vez seleccionado el rango de escala completa, se utiliza la relación de sensibilidad para medir el valor del campo gravitacional y la velocidad angular de los movimientos, ec. (14) y ec. (15):

$$A_{xyz} = \begin{pmatrix} MSB_x \\ LSB_x \\ MSB_y \\ LSB_y \\ MSB_z \\ LSB_z \end{pmatrix} \begin{cases} MSB_x \ll 8|(LSB_x)/LSB/(mg) \\ MSB_y \ll 8|(LSB_y)/LSB/(mg) \\ MSB_z \ll 8|(LSB_z)/LSB/(mg) \end{cases} \begin{bmatrix} A_x \\ A_y \\ A_z \end{bmatrix}^T = [\lambda_{Ax}, \lambda_{Ay}, \lambda_{Az}] \quad (14)$$

$$G_{xyz} = \begin{pmatrix} MSB_x \\ LSB_x \\ MSB_y \\ LSB_y \\ MSB_z \\ LSB_z \end{pmatrix} \begin{cases} MSB_x \ll 8|(LSB_x)/LSB/(^\circ/s) \\ MSB_y \ll 8|(LSB_y)/LSB/(^\circ/s) \\ MSB_z \ll 8|(LSB_z)/LSB/(^\circ/s) \end{cases} \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \\ G_z \end{bmatrix}^T = [\omega_x, \omega_y, \omega_z] \quad (15)$$

Por otro lado, la información generada por el magnetómetro corresponde a la medición de los valores del campo magnético local, principalmente del campo magnético terrestre. Sin embargo, los valores obtenidos son susceptibles a errores de medición debidos a la inclusión del campo magnético generado por campos ferromagnéticos. La información del magnetómetro utilizado, HMC5883L, corresponde a dos registros de 8 bits en los que se contiene la información de los bits más significativos y los bits menos significativos para cada eje. Estos valores corresponden a un set de datos de 16 bits con complemento a 2 formato Little indian. A diferencia de la información proporcionada por el giroscopio y el

acelerómetro, el magnetómetro cuenta con 8 escalas de rango, en mili-gauss. En la **Tabla 3**, se muestra la resolución obtenida para cada escala.

Tabla 3 Selección de escala para el magnetómetro.

Selección de escala	Rango recomendado de medición	Ganancia (LSB/Gauss)	Resolución digital (mG/LSB)
0	$\pm 0.88 Ga$	1370	0.73
1	$\pm 1.3 Ga$	1090	0.92
2	$\pm 1.9 Ga$	820	1.22
3	$\pm 2.5 Ga$	660	1.52
4	$\pm 4 Ga$	440	2.27
5	$\pm 4.7 Ga$	390	2.56
6	$\pm 5.6 Ga$	330	3.03
7	$\pm 8.1 Ga$	230	4.35

Una vez seleccionada la escala se utiliza la sensibilidad asociada para determinar el valor del campo magnético local:

$$H_{xyz} = \begin{Bmatrix} MSB_x \\ LSB_x \\ MSB_z \\ LSB_z \\ MSB_y \\ LSB_y \end{Bmatrix} \begin{Bmatrix} MSB_x \ll 8|(LSB_x)/LSB/(Gauss) \\ MSB_z \ll 8|(LSB_z)/LSB/(Gauss) \\ MSB_y \ll 8|(LSB_y)/LSB/(Gauss) \end{Bmatrix} \begin{bmatrix} H_x \\ H_z \\ H_y \end{bmatrix}^T \quad (16)$$

De manera específica, para la aplicación presentada en este escrito se seleccionaron los valores de escala completa de $\pm 250^\circ/s$, $\pm 2g$ y $1.3G$ para el giroscopio, acelerómetro y magnetómetro respectivamente.

5.2.2.2 Procesamiento de la información

Una vez obtenida la información por parte de los sensores y acondicionada para su uso, se utiliza la información del giroscopio y magnetómetro para determinar el valor de *offset*, para cada sensor, esto a fin de garantizar que la información utilizada posteriormente no presente tendencias durante el movimiento. La ecuación 17 muestra la compensación del giroscopio y la **Figura 12** se muestra cómo se determina el offset para el magnetómetro respectivamente.

$$offset_{Gx} = \frac{\sum_{i=0}^{1000} G_x(i)}{1000} \quad (17)$$

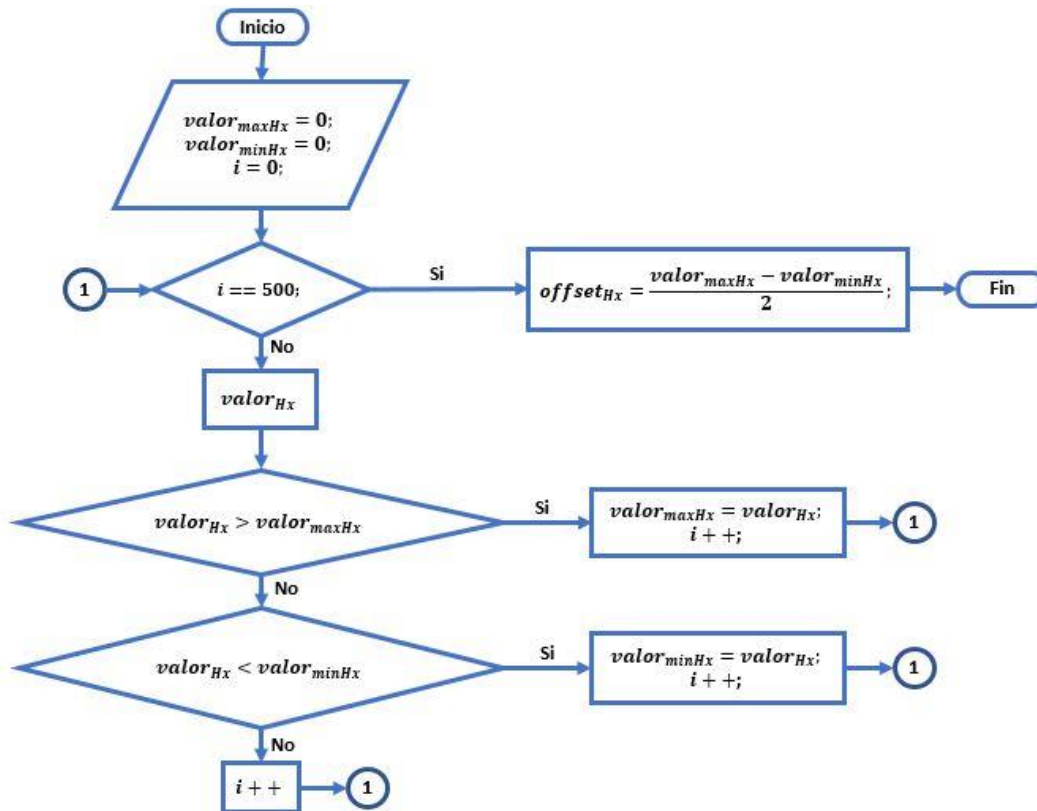


Figura 12 Diagrama de flujo para obtener el offset del eje X del magnetómetro. El mismo procedimiento se utiliza para el offset de los ejes Y-Z

Con esta información, se calcula el valor compensado a la medición de estos sensores y con ello se determina el comportamiento del elemento asociado a estos sensores.

Calculo de la orientación del sistema:

El primer paso consiste en determinar la orientación de los sensores del sistema. Para calcular la orientación del giroscopio, una vez obtenida la información compensada con su *offset*, se calcula la velocidad angular en la que se encuentra cada eje:

$$O_{Gx} = (val_{gx} - offset_{Gx}) * \frac{\pi}{180} * \delta t \quad (18)$$

Donde, O_{Gx} representa la orientación sobre el eje X; val_{Gx} es la información obtenida y pre acondicionada del sensor; $offset_{Gx}$ es el valor de offset calculado para el eje X; y δt es la variable de tiempo para la integración de la información del giroscopio.

Después, se determina la orientación del acelerómetro utilizando los valores de la matriz de cosenos directores, inicializada en una matriz identidad y actualizada después de calcular la orientación instantánea del sistema.

$$O_{Ay} = valor_{Az} * DCM[0][2] - valor_{Ax} * DCM[2][2] \quad (19)$$

O_{Ay} representa la orientación obtenida para el eje Y del acelerómetro; $valor_{Az}$ es el valor obtenido después del pre acondicionamiento del sensor; y DCM es la matriz de cosenos directos la cuál irá actualizando sus campos cada vez que se obtenga una orientación instantánea.

Nota: para la orientación del eje X se utiliza $valor_{Ay} * DCM[2][2] - valor_{Az} * DCM[1][2]$; mientras que para el eje Z se utiliza $valor_{Ax} * DCM[1][2] - valor_{Ay} * DCM[0][2]$.

Por último, la orientación del magnetómetro se determina calculando la pendiente, grado de inclinación del sensor, en cada uno de sus ejes. Para ello se requiere conocer la orientación instantánea del sistema, obtenida por la DCM.

$$m_x = valor_{Hx} * DCM[0][0] + (valor_{Hy} * DCM[1][0] + valor_{Hz} * [2][0]) \quad (20)$$

$$m_y = valor_{Hx} * DCM[0][1] + (valor_{Hy} * DCM[1][1] + valor_{Hz} * [2][1]) \quad (21)$$

$$m_z = valor_{Hx} * DCM[0][2] + (valor_{Hy} * DCM[1][2] + valor_{Hz} * [2][2]) \quad (22)$$

Con esta información se calcula la proyección ortogonal de los ejes X-Y y, en conjunto con la inclinación sobre el eje Z, se determinan los vectores perpendiculares que nos serán de utilidad para el cálculo de la orientación.

$$b_x = \sqrt{m_x^2 + m_y^2} \quad (23)$$

$$b_z = m_z \quad (24)$$

$$w_x = b_x * DCM[0][0] + b_z * DCM[0][2] \quad (25)$$

$$w_y = b_x * DCM[1][0] + b_z * DCM[1][2] \quad (26)$$

$$w_z = b_x * DCM[2][0] + b_z * DCM[2][2] \quad (27)$$

Finalmente, se determina la orientación instantánea del magnetómetro:

$$O_{Hx} = ((valor_{Hx} * w_z) - (valor_{Hz} * w_y)) \quad (28)$$

$$O_{Hy} = ((valor_{Hz} * w_x) - (valor_{Hx} * w_z)) \quad (29)$$

$$O_{Hz} = ((valor_{Hx} * w_y) - (valor_{Hy} * w_x)) \quad (30)$$

Fusión de las orientaciones instantáneas de los sensores

Ya que se tiene la orientación instantánea para los tres ejes de los tres sensores, se realiza una etapa de fusión de las orientaciones para calcular el ángulo desplazado sobre los 3 ejes. Empezando con un filtro complementario en el que se le da un peso del 85% a la información del acelerómetro y un 15% a la información del magnetómetro. Estos valores se toman de acuerdo con el grado de confianza de la información de cada sensor. Siendo que el acelerómetro ayuda a compensar la desviación a la deriva en dos ejes es recomendable darle un mayor peso. Estos valores se toman de acuerdo a la mejor respuesta dada luego de diferentes iteraciones de prueba.

$$F_{AHX} = (0.85 * O_{Ax} + 0.15 * O_{Hx}) \quad (31)$$

Para la fusión con la orientación del giroscopio se utiliza una realimentación por medio de un control proporcional-integral (PI), al cual se le dieron los valores de $k_p = 0.34$ y $k_i = 0.02$.

Nota: los valores para k_p y k_i se determinaron a partir de pruebas realizadas en las que se obtuvo la mejor respuesta en el comportamiento del sistema siguiendo el *good gain method* [53].

$$\alpha = O_{Gx} + k_p * (F_{AHx} + k_{i_x}) \quad (32)$$

$$\phi = O_{Gy} + k_p * (F_{AHy} + k_{i_y}) \quad (33)$$

$$\theta = O_{Gz} + k_p * (F_{AHz} + k_{i_z}) \quad (34)$$

Donde: k_i se actualiza con los valores actuales del acelerómetro en cada eje. α representa las rotaciones sobre el eje X; ϕ el ángulo en el eje Y; y θ el ángulo sobre el eje Z.

Calculo de cuaternios a partir de la orientación del sistema

Con esta nueva información, se calculan los cuaternios y se actualiza la matriz de cosenos directores. La matriz de cosenos directores se actualiza para calcular la nueva orientación del sistema luego de realizarse un movimiento. Mientras que los cuaternios los utilizamos para la transferencia de la información de un módulo a otro.

$$q_0 = q_0 + \frac{(-q_1 * \alpha - q_2 * \phi - q_3 * \theta)}{2} \quad (35)$$

$$q_1 = q_1 + \frac{(q_0 * \alpha + q_2 * \theta + q_3 * \phi)}{2} \quad (36)$$

$$q_2 = q_2 + \frac{(q_0 * \phi + q_1 * \theta + q_3 * \alpha)}{2} \quad (37)$$

$$q_3 = q_3 + \frac{(q_0 * \theta + q_1 * \phi + q_2 * \alpha)}{2} \quad (38)$$

Después de este paso se actualiza el valor de cada cuaternio al normalizarse sus valores.

$$q_{norm} = \sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2} \quad (39)$$

$$q_0 = \frac{q_0}{q_{norm}} \quad (40)$$

$$q_1 = \frac{q_1}{q_{norm}} \quad (41)$$

$$q_2 = \frac{q_2}{q_{norm}} \quad (42)$$

$$q_3 = \frac{q_3}{q_{norm}} \quad (43)$$

Los cuaternios normalizados son los que se envían entre los módulos, ya que en ellos se encuentra toda la información acerca de la orientación de este segmento.

Actualización de la DCM

A partir de la información de los cuaternios se obtiene la actualización de la matriz de cosenos directores.

$$DCM_{00} = q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 \quad (44)$$

$$DCM_{01} = 2 * (q_1 * q_2 + q_0 * q_3) \quad (45)$$

$$DCM_{02} = 2 * (q_1 * q_3 - q_0 * q_2) \quad (46)$$

$$DCM_{10} = 2 * (q_1 * q_2 - q_0 * q_3) \quad (47)$$

$$DCM_{11} = q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 \quad (48)$$

$$DCM_{12} = 2 * (q_2 * q_3 + q_0 * q_1) \quad (49)$$

$$DCM_{20} = 2 * (q_1 * q_3 + q_0 * q_2) \quad (50)$$

$$DCM_{21} = 2 * (q_2 * q_3 - q_0 * q_1) \quad (51)$$

$$DCM_{00} = q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \quad (52)$$

5.2.2.3 Transmisión de datos

La transmisión de datos se realiza entre 5 módulos diferentes, 4 módulos de monitoreo y 1 módulo de comando. El primero de ellos se encarga de enviar una cadena de 4 bytes con la información de la muñeca. El segundo, recibe la información que llega de la muñeca y envía esta información junto con la generada en el antebrazo en una cadena de 8 bytes. El tercer y cuarto módulos se comportan de la misma manera que el segundo, reciben la información que llega del módulo anterior y envían una de cadena de 12 y 16 bytes respectivamente. El último módulo recibe la información de los 4 módulos y la reenvía de manera serial a una interfaz en Matlab en la que se despliega, por medio de un modelo virtual, el comportamiento de los módulos. En la **Figura 13** se muestra la transferencia de datos entre los distintos módulos.



Figura 13 Diagrama de bloques de transmisión de datos

5.2.3 MODELO VIRTUAL

El modelo virtual utilizado fue desarrollado por el Dr. José Antonio Barraza Madrigal en el entorno v-Realm Builder, un software vinculado al *toolbox* de realidad virtual de Matlab. **Figura 14.** En él, se muestran a través de un árbol de nodos los segmentos desde el hombro hasta los dedos de la extremidad superior. Sus articulaciones se definieron para emular los movimientos reales de una extremidad superior, por lo que es viable su uso para representar el movimiento de la misma por el sistema desarrollado.

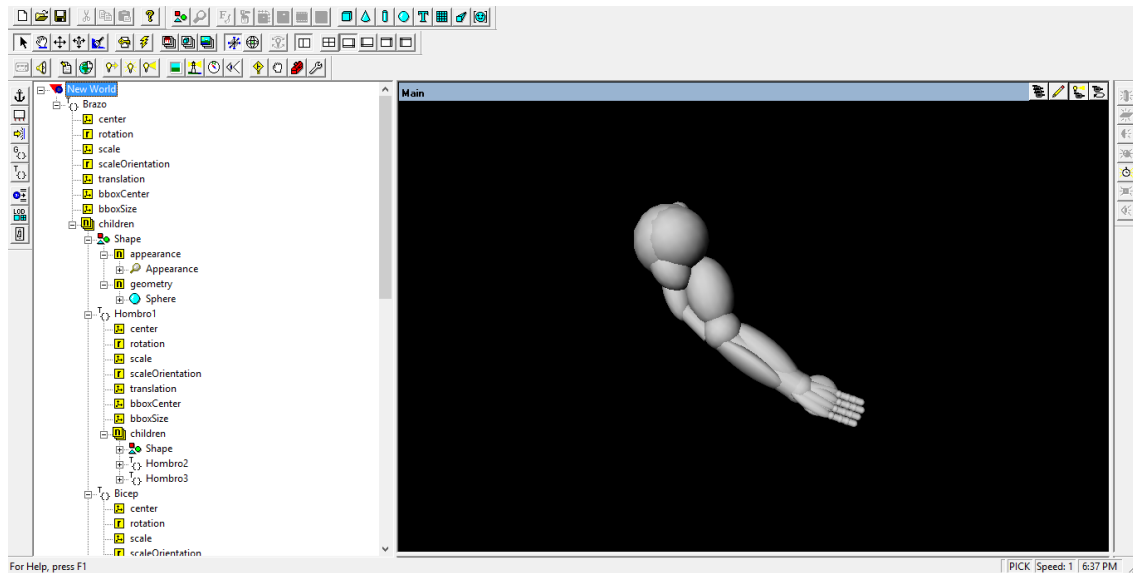


Figura 14 Modelo virtual en v-Realm Builder

La *toolbox* de realidad virtual permite simular de códigos que se generan en tiempo real por lo que la manipulación del brazo diseñado permite observar el comportamiento de los movimientos generados de manera casi inmediata. Esta *toolbox* basa su funcionamiento en el lenguaje de modelado de realidad virtual (VRML, por sus siglas en inglés) por lo que utiliza el sistema de coordenadas cartesiano de la mano derecha. Sin embargo, Matlab utiliza un sistema de coordenadas gráfico diferente, por lo que sus ejes se ubican diferente, **Figura 15**.

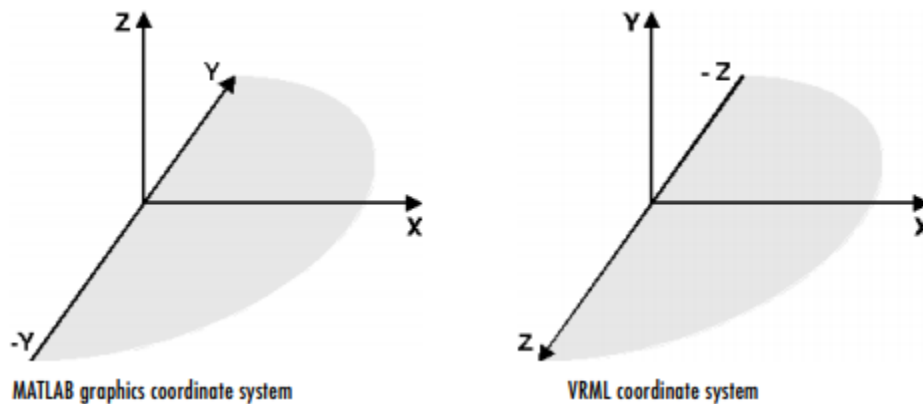


Figura 15 Sistemas coordenados de Matlab y VRML [54]

Es importante destacar que la rotación de los objetos en VRML se definen por medio de la regla de la mano derecha (la dirección del giro será positiva en sentido antihorario al eje sobre el cuál se realice la rotación), **Figura 16**.

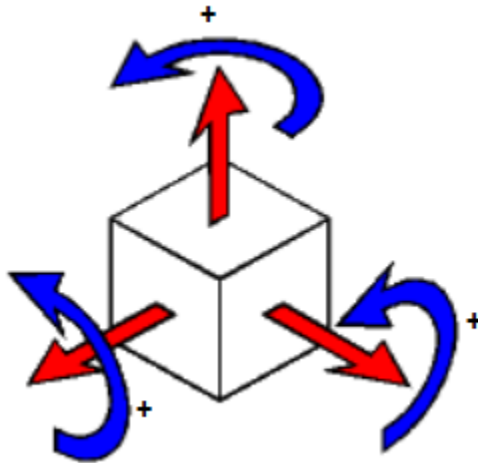


Figura 16 Dirección de giro siguiendo la regla de la mano derecha

Capítulo 6. Resultados y discusión

6.1 Evaluación del desempeño del sistema desarrollado

6.1.1 PARTICIPANTES

El estudio para la evaluación del comportamiento del sistema se realizó a diez sujetos sanos, 5 mujeres y 5 hombres, de entre 25 y 31 años ($26.9 \text{ años} \pm 2.2828 \text{ SD}$) con longitudes de brazo entre 68 y 82cm ($73.95\text{cm} \pm 4.7108 \text{ SD}$). Los criterios de inclusión, resumidos en la Tabla 4, se definieron para sujetos sanos y sin lesiones recientes, 6 meses previos a las pruebas, en el brazo derecho. Además, se establecieron criterios de exclusión para evitar anomalías en el movimiento durante las pruebas: evitar actividades hipertróficas 6 horas previas a la prueba; no encontrarse bajo los efectos de sustancias que limiten el movimiento muscular (alcohol o drogas); y tener una sesión de descanso adecuada (6 horas) la noche anterior a las pruebas.

Tabla 4 a) Criterios de inclusión para los participantes del estudio. b) Criterios de exclusión para los participantes del estudio

a) Criterios de inclusión	b) Criterios de exclusión
Personas sanas sin lesiones recientes (6 meses) en el brazo derecho.	Evitar actividades hipertróficas 2 horas previo a las pruebas.
Edad y sexo indistintos.	No encontrarse bajo los efectos del alcohol o drogas.
Longitud de la extremidad superior similares $\pm 10\%$ de variación.	Tener una sesión de descanso adecuada previo a las pruebas (6 horas la noche anterior).

6.1.2 PREPARACIÓN PARA EL ESTUDIO

Previo al estudio se solicitó a los participantes ubicarse en el centro del espacio donde se realizaron las pruebas y colocarse en posición inicial de evaluación: en posición corporal erguida bipodal orientados hacia el norte magnético terrestre en el plano sagital, piernas semi-separadas a la altura de los hombros con las plantas de los pies paralelas al piso, brazos extendidos colocados a los costados del cuerpo con las palmas de las manos paralelas al plano sagital apoyadas sobre el cuerpo y dedos extendidos. Se utilizaron marcadores colocados en el piso con forma de cruz a fin de utilizarse como punto de referencia para la orientación y

punto de inicio del estudio. El primer marcador se orientó en dirección al norte magnético terrestre colocándolo con aspecto de flecha de tal forma que apuntará en dirección al norte. El segundo marcador se situó de manera perpendicular al marcador en forma de flecha. Sobre este marcador se situaron los pies de los participantes durante el estudio. Adicionalmente, se colocaron marcadores de guía para la colocación de un armazón hecho de tubería de PVC utilizado como referencia visual y/o táctil en algunas de las pruebas. Una vez situado el participante se colocan los módulos de monitoreo por medio de una banda elástica diseñada para el estudio. La distribución y colocación de los módulos de monitoreo fue definida con el objetivo de monitorear de manera simultánea los desplazamientos angulares medidos durante la ejecución de los movimientos correspondientes en cada segmento. El módulo distal, IXB_{01} , se colocó en la parte dorsal de la mano derecha, sobre el hueso grande de la muñeca; En el antebrazo se sitúa al módulo IXB_{02} colocado en el músculo extensor común de los dedos, a 5cm de la muñeca, paralelo al plano coronal en la posición inicial. El módulo IXB_{03} se ubica en la porción lateral externa del brazo, en la distancia media entre el acromion y el epicóndilo lateral del húmero, centrado en el plano coronal, tomando como referencia el punto medio entre los músculos bíceps braquial y tríceps braquial; Finalmente, el IXB_{04} se coloca a la altura del epigastrio, centrado en el plano sagital, tomando como referencia la apófisis xifoides. En la **Figura 17**, se muestra la colocación de los módulos, así como el orden en el que envían su información.

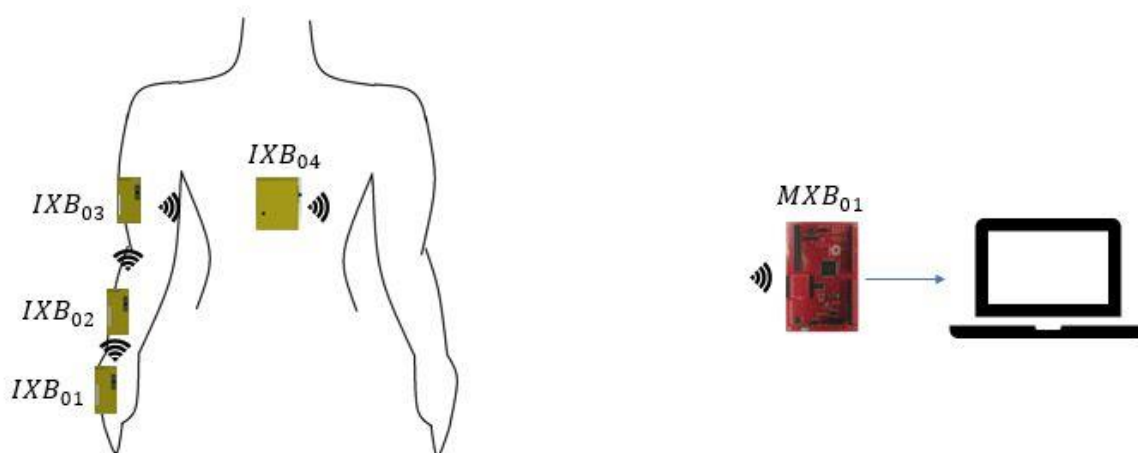


Figura 17 Ubicación de los módulos de monitoreo y secuencia de transmisión de la información

6.1.3 PROCEDIMIENTO DEL ESTUDIO

Para la evaluación del desempeño del sistema, se pidió a los participantes adoptar la posición inicial y realizar siete rutinas en las que se involucraba el movimiento de un segmento de la extremidad superior sobre un eje específico. En cada rutina, se pide a los sujetos de prueba repetir, de manera cíclica y en un tiempo determinado, el movimiento a evaluar en tres ocasiones. A continuación, se detallan cada una de las rutinas realizadas por los sujetos de prueba:

Nota: Para todas las pruebas se comienza con 2 segundos de espera en la que los sujetos de prueba deben mantener la posición inicial. De igual manera, un indicador sonoro marca el comienzo de cada movimiento.

6.1.3.1 Movimientos del hombro

Flexo-Extensión del hombro: Una vez que suena el indicador sonoro, el estudio comienza con un movimiento de flexión del hombro, el cual se desarrolla desde la posición inicial hasta la flexión a 90° en un lapso de 5 segundos. El sujeto de prueba tendrá como referencia visual un marcador colocado, previamente, sobre una estructura, hecha con tubería de PVC, la cual se determinó con un medidor de nivel de burbuja digital. Posteriormente, al escuchar el indicador sonoro se realiza un movimiento de extensión hasta llegar a -20° en un lapso de 7 segundos. Dada la naturaleza de la posición final de este movimiento no puede ser vista por el sujeto de prueba, se utilizó un tope de madera incrustado sobre otra estructura de PVC para determinar de manera táctil el fin del movimiento. Para terminar el primer ciclo, se realiza un movimiento de flexión durante 2 segundos hasta adoptar la posición inicial cuando se escucha el indicador sonoro. Este ciclo se repite en dos ocasiones, un total de tres ciclos, para culminar con la rutina. En esta rutina se espera contemplar la conducta del movimiento sobre el plano sagital, observando la curva descrita por el movimiento angular de la extremidad superior.

Abducción-Aducción del hombro: Durante esta rutina, se pide al participante girar su cabeza en dirección al hombro derecho con la finalidad de tener una referencia visual que le permita llegar a la posición requerida. La rutina comienza con una abducción desde la posición inicial

hasta llegar a 90° , extremidad superior perpendicular al plano sagital, en un lapso de 5 segundos. Nuevamente, se utiliza la estructura de PVC para colocar un marcador con el cual referenciar el movimiento a 90° . El segundo movimiento es una aducción a -15° durante 7 segundos. Debido a que físicamente es imposible realizar una aducción del hombro sobre el plano coronal, es permitido que el sujeto de prueba rodee su cuerpo de manera frontal hasta llegar a la marca establecida, la cual es definida por una estructura de PVC. Por último, se realiza un movimiento de abducción para regresar a la posición inicial, el cual se realiza en 2 segundos. Este ciclo se repite hasta lograr un total de 3 repeticiones para finalizar con la prueba. Durante el análisis cualitativo de esta rutina, se espera ver la curva de movimiento angular descrita por la extremidad superior sobre el plano coronal.

Rotación latero-medial del hombro: Esta prueba comienza con un movimiento de flexión del codo a 90° en 5 segundos, a la cual llamaremos posición de referencia. A partir del segundo movimiento se cuenta el comienzo del ciclo de movimientos para su análisis. El segundo movimiento comprende de una rotación lateral hasta llegar a 60° en un lapso de 4 segundos. Posteriormente, se hace una rotación medial hasta llegar a -45° en un periodo de 6 segundos. El cuarto movimiento consiste en una rotación lateral durante 3 segundos hasta llegar a la posición de referencia. Una vez que se terminan las 3 repeticiones del ciclo, se realiza un movimiento de extensión del codo, durante 5 segundos, para regresar a la posición de inicio. Al final de esta rutina, se realizará la comparación de movimientos sobre el plano transversal, a fin de evaluar el comportamiento del sistema cuando se realizan rotaciones sobre el eje vertical.

En la **Tabla 5**, se muestra un resumen de las rutinas de movimientos a realizar durante el análisis de hombro, en las cuales se espera observar el comportamiento del movimiento del hombro sobre los 3 ejes.

Tabla 5 Resumen de los movimientos del hombro

Movimiento	Flexo-Extensión	Abducción-Aducción	Rot. Latero-Medial
1	Espera (2s)	Espera (2s)	Espera (2 s)
2	Flexión 90° (7s)	Abducción 90° (7s)	Flexión codo 90° (7s)
3	Extensión -30° (9s)	Aducción -15° (9s)	Rot. Lateral 60° (6s)
4	Flexión 0° (4s)	Abducción 0° (4s)	Rot. Medial -45° (8s)
5	Flexión 90° (7s)	Abducción 90° (7s)	Rot. Lateral 0° (5s)
6	Extensión -30° (9s)	Aducción -15° (9s)	Rot. Lateral 60° (6s)
7	Flexión 0° (4s)	Abducción 0° (4s)	Rot. Medial -45° (8s)
8	Flexión 90° (7s)	Abducción 90° (7s)	Rot. Lateral 0° (5s)
9	Extensión -30° (9s)	Aducción -15° (9s)	Rot. Lateral 60° (6s)
10	Flexión 0° (2s)	Abducción 0° (2s)	Rot. Medial -45° (8s)
11	Espera (3s)	Espera (3s)	Rot. Lateral 0° (5s)
12			Extensión codo 0° (5s)
13			Espera (3s)
Tiempo total (s)	63	63	74

6.1.3.2 Movimientos del codo

Flexo-Extensión del codo: El ciclo de movimientos para esta rutina consiste en solo dos movimientos: Primero se lleva a cabo una flexión del codo a 90° a partir de la posición inicial en un tiempo de 5 segundos. Al igual que en las pruebas anteriores, se hizo uso de un marcador sobre una estructura de PVC para determinar el fin del movimiento. Después, se realiza la extensión del codo en un lapso de 5 segundos hasta llegar a la posición inicial. Este ciclo se repite hasta obtener 3 registros del mismo movimiento. La curva de movimiento para esta rutina se representará sobre el plano sagital.

Nota: A partir de esta rutina, la actividad inicial de cada una de las pruebas subsecuentes comienza con una flexión del codo a 90°, el pulgar de la mano derecha deberá apuntar hacia arriba, en un lapso de 5 segundos, medidos con un marcador sobre la estructura de PVC. A esta posición se le llamará posición de referencia. De igual manera, al terminar el ciclo de

actividad de la rutina se finalizará con una extensión del codo hasta llegar a la posición inicial en un tiempo de 5 segundos.

Pronosupinación del codo: A partir de la posición de referencia el participante del estudio realizará un movimiento de supinación total, rotación sobre el eje anteroposterior en sentido horario (desde el punto de vista del participante), durante 3 segundos. Posteriormente, se realiza una pronación total, rotación en sentido antihorario, en un tiempo de 6 segundos. Para finalizar el ciclo, el participante realizará un movimiento de supinación hasta regresar a la posición de referencia. Posterior a las repeticiones se finaliza la rutina con una extensión del codo hasta colocarse en la posición inicial. La pronosupinación, al ser evaluada con el codo flexionado a 90°, se representará sobre el plano coronal. En ella, se espera observar la curva generada durante la rotación del antebrazo y la mano. En la **Tabla 6**, se muestran las rutinas de movimiento para la articulación del codo en las cuales se espera observar el movimiento de los dos grados de libertad sobre sus respectivos ejes.

Tabla 6 Rutinas de movimiento para el codo

Movimiento	Flexo-Extensión	Pronosupinación
1	Espera (2 s)	Espera (2 s)
2	Flexión 90° (7s)	Flexión 90° (7s)
3	Extensión 0° (7s)	Supinación total (5s)
4	Flexión 90° (7s)	Pronación total (8s)
5	Extensión 0° (7s)	Supinación 0° (5s)
6	Flexión 90° (7s)	Supinación total (5s)
7	Extensión 0° (5s)	Pronación total (8s)
8	Espera (3s)	Supinación 0° (5s)
9		Supinación total (5s)
10		Pronación total (8s)
11		Supinación 0° (5s)
12		Extensión 0° (5s)
13		Espera (3s)
Tiempo total (s)	45	71

6.1.3.3 Movimientos de la muñeca

Flexo-Extensión de la muñeca: Una vez adoptada la posición de referencia, al escuchar el indicador sonoro se realizará un movimiento de extensión de la muñeca, rotación en sentido horario sobre el eje vertical, en un tiempo de 3 segundos. Luego, se llevará a cabo una flexión de la muñeca durante 6 segundos. Para finalizar el ciclo, se realiza una extensión de la muñeca hasta regresar a la posición de referencia. Al igual que en el movimiento de rotación latero-medial del hombro, el comportamiento de esta rutina se evaluará sobre el plano transversal.

Abducción-Aducción de la muñeca: Desde la posición de referencia, se inicia el ciclo con una aducción total, rotación sobre el plano sagital en sentido antihorario (desde el punto de visto del participante), de la muñeca en un lapso de 3 segundos. A continuación, durante un tiempo de 4 segundos se realiza el movimiento de abducción total, aproximadamente 10° a 15° sobre la posición de referencia. El ciclo termina realizando un movimiento de abducción para alcanzar la posición de referencia con una duración de 2 segundos. El movimiento de abducción-aducción de la muñeca con el codo flexionado a 90° se representa sobre plano sagital. En él, se espera observar el movimiento de flexión del codo y posteriormente la abducción-aducción del codo. Siendo de mayor amplitud el movimiento de abducción que el movimiento de aducción sobre la línea de referencia generada por el movimiento del codo a 90° . Finalmente, la representación de este movimiento termina con la extensión del codo hasta llegar a la posición inicial. En la **Tabla 7**, se explican los movimientos a realizar durante las rutinas de la muñeca.

Tabla 7 Protocolo para los movimientos de la muñeca

Movimiento	Flexo-Extensión	Abducción-Aducción
1	Espera (2s)	Espera (2s)
2	Flexión codo 90° (7s)	Flexión codo 90° (7s)
3	Extensión muñeca 45° (5s)	Aducción -45° (5s)
4	Flexión muñeca -45° (8s)	Abducción 15° (6s)
5	Extensión muñeca 0° (5s)	Aducción 0° (4s)
6	Extensión muñeca 45° (5s)	Aducción -45° (5s)

7	Flexión muñeca -45° (8s)	Abducción 15° (6s)
8	Extensión muñeca 0° (5s)	Aducción 0° (4s)
9	Extensión muñeca 45° (5s)	Aducción -45° (5s)
10	Flexión muñeca -45° (8s)	Abducción 15° (6s)
11	Extensión muñeca 0° (5s)	Aducción 0° (4s)
12	Extensión codo 0° (5s)	Extensión codo 0° (5s)
13	Espera (3s)	Espera (3s)
Tiempo total (s)	62	71

6.1.3.4 Movimientos adicionales

Finalmente, tres movimientos adicionales en los que se realizan tareas del día a día se llevaron a cabo para analizar el comportamiento en conjunto de la actividad de todas las articulaciones de manera activa. Durante estas actividades, se pide realizar el movimiento natural con la que se ejecutarían: tomar un vaso de agua, abrir una puerta con pomo y contestar un teléfono. Para la ejecución de las tareas se considera que se comienza y finaliza con la persona en posición inicial. Es decir, además de realizar el movimiento requerido es necesario realizar el movimiento antagonista. Por ejemplo, en la rutina del vaso de agua es necesario tomar el vaso de una mesa, llevárselo a la boca y dejar el vaso nuevamente en la mesa. Las rutinas de movimientos se resumen en la **Tabla 8**.

Tabla 8 Rutinas para las actividades adicionales

Movimiento	Tomar Agua	Abrir una puerta	Contestar un teléfono
1	Espera (5s)	Espera (5s)	Espera (5s)
2	Realizar actividad (10s)	Realizar actividad (10s)	Realizar actividad (10s)
3	Espera (5s)	Espera (5s)	Espera (5s)
Tiempo total (s)	20 s	20 s	20 s

Nota: Para el desarrollo de estas pruebas, se pide al participante realizar el movimiento de la manera más natural posible.

6.2 Análisis cualitativo y cuantitativo

A fin de establecer una comparativa entre los movimientos realizados por los participantes del estudio se realizó un análisis cualitativo y cuantitativo de los resultados. Para el análisis cualitativo se utilizaron gráficas en las que se superponen los resultados de cada sujeto para un mismo movimiento. En ellas, se evalúa las similitudes y diferencias en la morfología de las señales obtenidas por cada participante. En el análisis cuantitativo, se implementaron tablas con contenido específico acerca del comportamiento individual y en conjunto de los movimientos. Dicho contenido, complementa el análisis cualitativo al especificar la información que compara el comportamiento del movimiento evaluado entre los sujetos de prueba.

6.2.1 ANÁLISIS CUALITATIVO

Para determinar el comportamiento del sistema desarrollado, se realizaron una serie de gráficas en las que se muestra el comportamiento de cada uno de los módulos colocados en los segmentos de la extremidad superior. La información utilizada para analizar el comportamiento del movimiento se define de acuerdo con el movimiento realizado. Por ejemplo, para los movimientos en los que se analiza la articulación del hombro, es posible utilizar la información de los módulos IXB_{03} , IXB_{02} e IXB_{01} ; para los del codo se puede utilizar la información de IXB_{02} e IXB_{01} ; mientras que, para la muñeca solo puede ser utilizado el módulos IXB_{01} . Debido a la cercanía con la articulación del hombro, la información del módulo IXB_{03} debería ser la utilizada para observar el comportamiento de los movimientos de esta articulación. Sin embargo, para los movimientos de abducción-aducción y rotación latero-medial del hombro se utiliza la información del módulo IXB_{02} ya que, sobre este segmento, se distingue con mayor claridad el movimiento realizado sobre un mismo plano. Por otro lado, los movimientos del codo y la muñeca se analizan con los módulos IXB_{02} e IXB_{01} respectivamente. En la **Figura 18**, se muestra un ejemplo del tipo de gráficas utilizadas y la información relevante para el análisis del estudio.

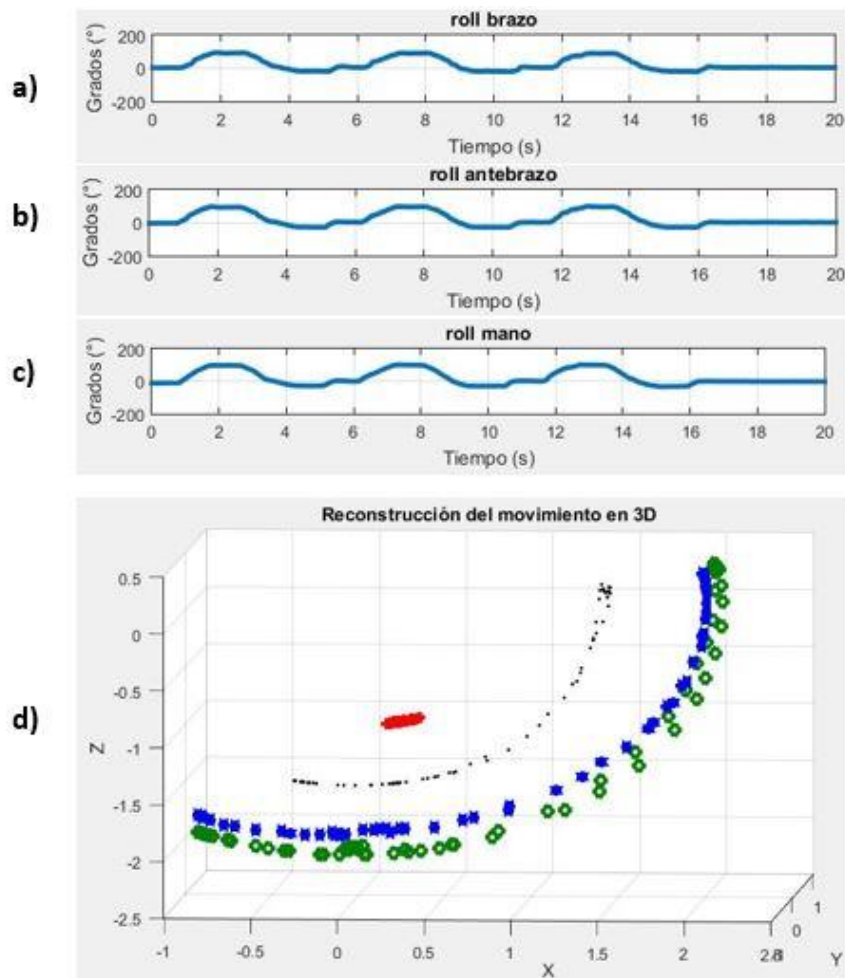


Figura 18 Gráficas de análisis para el movimiento de flexo-extensión del hombro. a) Seguimiento del brazo. b) Movimiento del antebrazo. c) Movimiento de la mano. d) Reconstrucción 3D del movimiento

Nota: Para la interpretación de los movimientos se consideró que el plano coronal de los sujetos de prueba se representa por los ejes Y-Z, el plano sagital por los ejes X-Z y el plano transversal por los ejes X-Y.

6.2.1.1 Análisis cualitativo de los movimientos del hombro

Durante el análisis del hombro se evaluó el comportamiento del movimiento sobre 3 ejes en el espacio. El primero de ellos fue el movimiento de flexo-extensión del hombro el cual se recrea por un giro sobre el eje Y en dirección al plano X-Z. Durante este movimiento, la representación gráfica con respecto al tiempo del movimiento debe mostrar las 3 curvas que

interpretan la flexión y extensión del movimiento. El aumento en la pendiente de la curva de movimiento indica la flexión de la extremidad la cual deberá llegar hasta los 0° o 90° dependiendo del movimiento en que se encuentre la rutina. El decremento de la pendiente indica el movimiento de extensión de la extremidad. En este caso, el movimiento deberá llegar hasta los -20° . En la **Figura 19**, se muestra el comportamiento del movimiento de flexo-extensión de los 10 participantes del estudio.

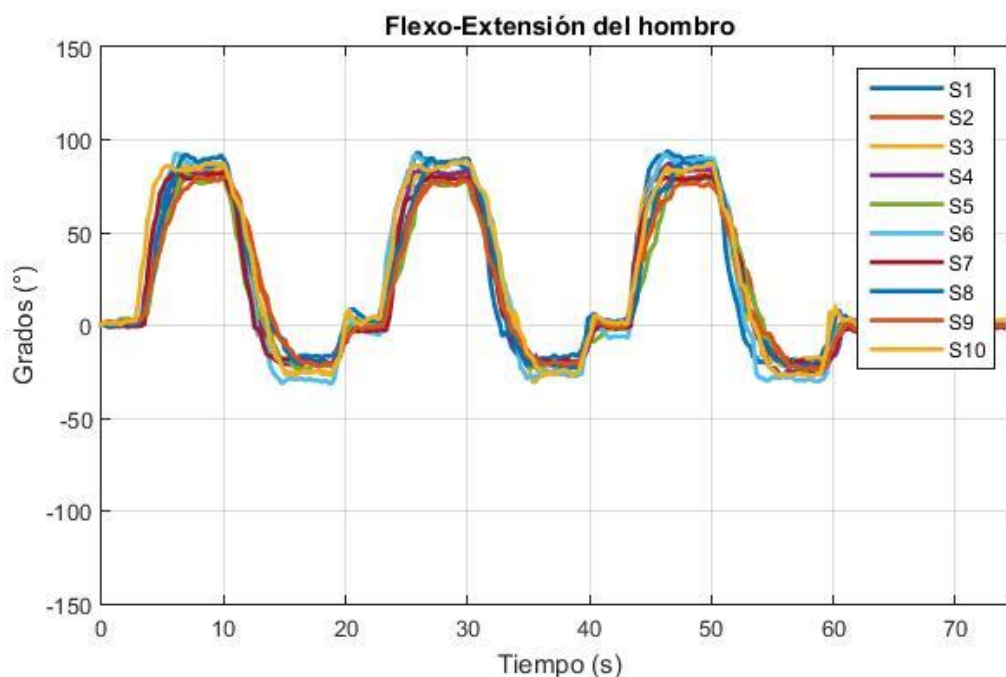


Figura 19 Comparación de los movimientos de Flexo-Extensión del hombro entre los 10 sujetos de prueba

Las pequeñas diferencias existentes entre las señales son causadas por las condiciones físicas de los participantes, diferencias de altura y el largo de brazo, y la velocidad de movimiento de cada sujeto. A pesar de eso, el comportamiento general de los movimientos muestra repetibilidad en los resultados obtenidos entre los participantes del estudio.

El movimiento de abducción-aducción, **Figura 20**, se representa como un giro sobre el eje X en dirección al plano Y-Z. La elevación de la pendiente en la curva indica el movimiento de abducción. Al igual que en el movimiento de flexión de la prueba anterior, este movimiento deberá llegar hasta los 0° y 90° dependiendo de la fase en la que se encuentre la rutina.

Mientras que, el movimiento de aducción se ve reflejado cuando la pendiente es negativa, curva hacia abajo.

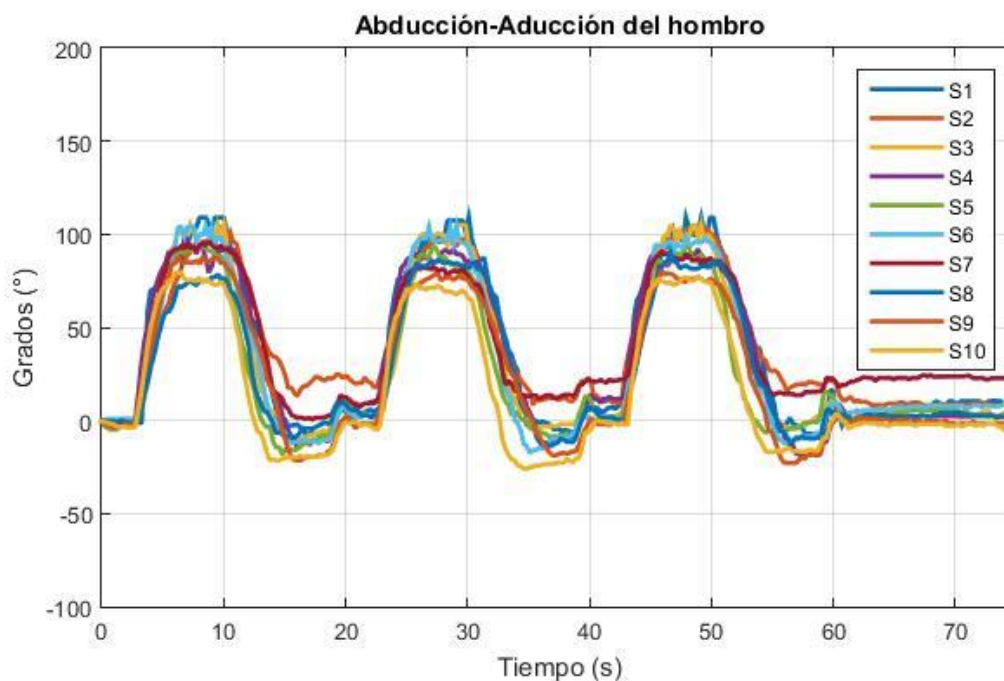


Figura 20 Movimiento de abducción-aducción del hombro

De acuerdo con lo establecido en el procedimiento de estudio, la forma de las señales muestra que la conducta del movimiento cumple con el comportamiento esperado. Sin embargo, existen diferencias muy marcadas entre las señales, particularmente al finalizar los movimientos de abducción a 90° y aducción. Estas diferencias existen debido a que durante la aducción los participantes requieren realizar un movimiento de rotación medial y antepulsión del hombro las cuales son diferentes de acuerdo con la anatomía de cada participante. Por otro lado, el movimiento de abducción se realizó tratando de seguir la trayectoria del plano coronal, lo cual no es parte del movimiento natural de la extremidad, por lo que, al llegar a la altura requerida, algunos participantes no lograban mantener la posición de manera continua.

El movimiento de rotación latero-medial del hombro se realiza en torno al eje Z, plano X-Y. Comienza con una flexión del codo a 90° que nos permite observar de manera conveniente la rotación de la extremidad. En su comportamiento se espera observar la rotación lateral como una curva descendiente hasta llegar a la marca establecida en el protocolo de pruebas,

-60°. Por otro lado, el movimiento de rotación medial se presenta como una curva con pendiente positiva que llegará hasta los 45°. En la **Figura 21**, muestra los resultados obtenidos durante la prueba.

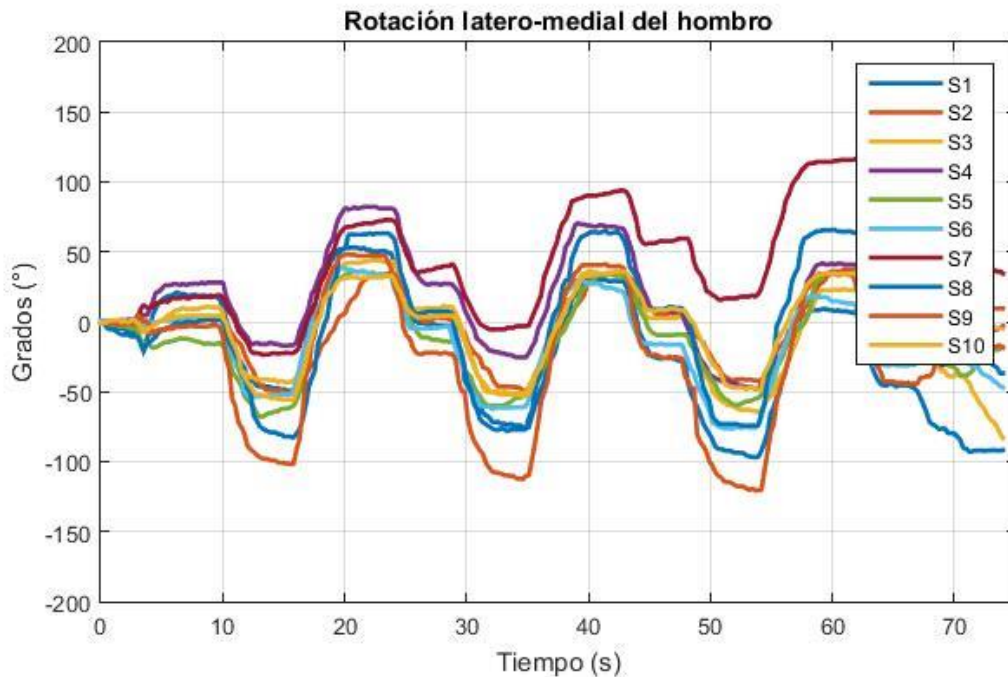


Figura 21 Rotación latero-medial del hombro

Debido a que la prueba se realiza sobre el plano X-Y, la compensación para los movimientos sobre el eje Z se realizan por medio del magnetómetro. Sin embargo, por las condiciones en las que se realizaron las pruebas, existían elementos que generaban campos magnéticos que terminaron afectando el comportamiento del magnetómetro. Para resolver esto, se desarrolló un algoritmo que permite compensar esta desviación: Al observar las gráficas, se puede advertir que el comportamiento de la desviación es lineal, por lo que se planteó usar la ecuación de una recta para determinar la pendiente con la que se altera el movimiento y el cruce por 0 de la misma. Una vez obtenidos estos valores se realiza una iteración para compensar los valores reales de la señal obtenida, uno a la vez. En la **Figura 22**, se muestran los resultados compensados de las señales de la **Figura 21**.

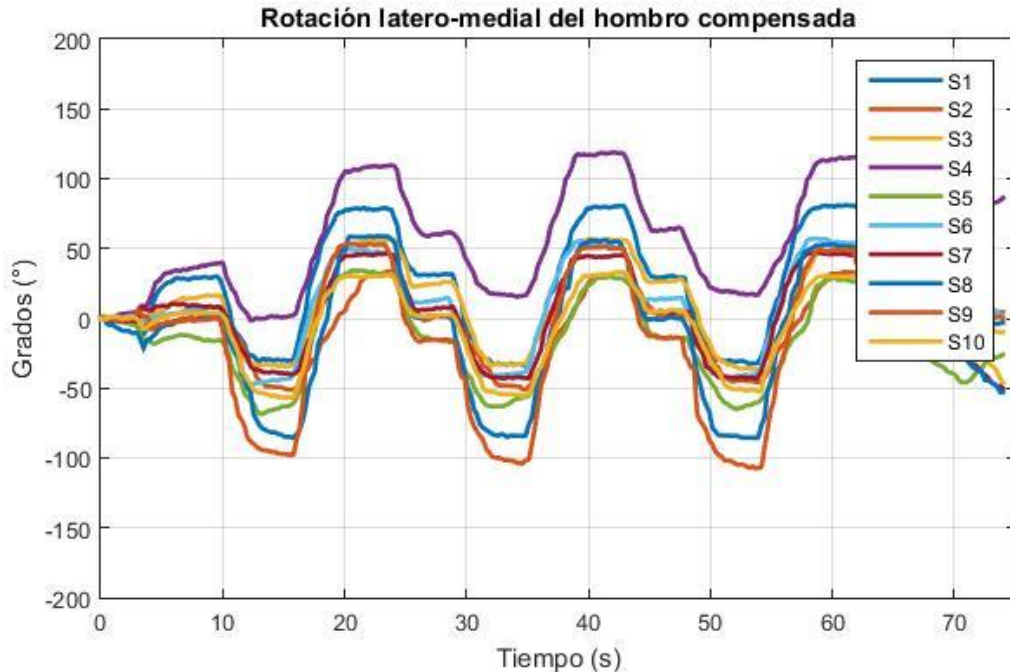


Figura 22 Rotación latero-medial del hombro con compensación

A simple vista, el comportamiento de los movimientos no muestra una mejora significativa. Sin embargo, al realizar el análisis cuantitativo nos damos cuenta de que realmente se mejoraron muchos aspectos.

6.2.1.2 Análisis cualitativo de los movimientos del codo

Para el análisis de los movimientos del codo se realiza la evaluación de los movimientos de flexo-extensión y pronosupinación, los cuales se llevan a cabo con giros sobre los ejes Y, en el plano X-Z, y X, en el plano Y-Z, respectivamente.

En el movimiento de flexo-extensión, la curva ascendente representa el movimiento de flexión que debe llegar hasta los 90°, mientras que la curva descendente simboliza el movimiento de extensión el cual, debido a las características mecánicas del codo, debe llegar a los 0°. En la **Figura 23**, se muestra la comparativa entre los sujetos de prueba para este movimiento.

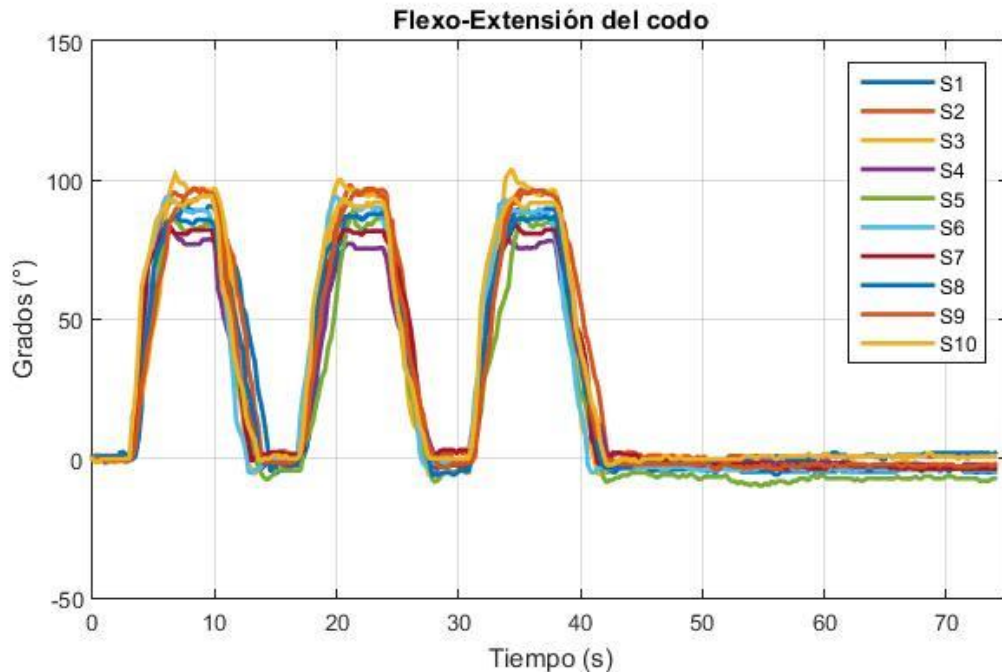


Figura 23 Comparativa del movimiento de flexo-extensión del codo

Al igual que en pruebas anteriores, las diferencias existentes en las señales se deben a las características físicas de los participantes y la velocidad con la que realizan el movimiento. En particular, se puede notar que al finalizar la flexión se presenta un sobre tiro, S3, por ejemplo, esto se debe a que el participante terminaba su movimiento de manera abrupta por lo que reajustaba su posición una vez que llegaba a la marca establecida.

El segundo movimiento analizado en el codo es la pronosupinación. Para evitar posibles movimientos del hombro esta prueba se realiza con el codo flexionado a 90°. Consta de 3 repeticiones de los movimientos: supinación total, pronación total y supinación a 0° de forma consecutiva. En las gráficas, se espera observar los movimientos de pronación como una curva con pendiente negativa, mientras que los movimientos de supinación tendrán una pendiente ascendente. La **Figura 24** muestra y compara los resultados obtenidos por los 10 participantes en el estudio.

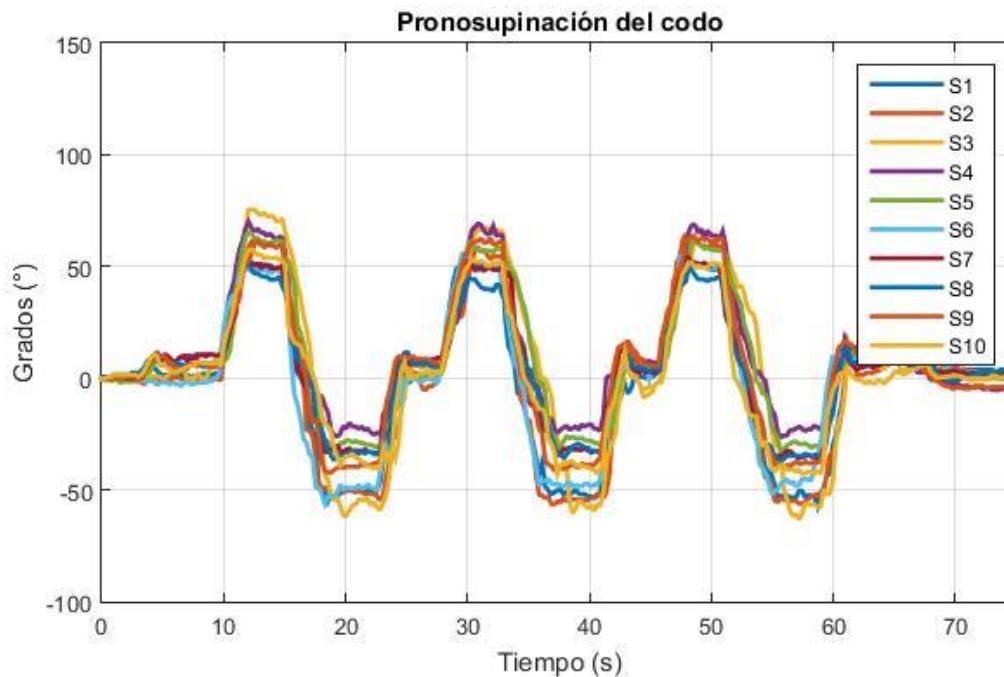


Figura 24 Pronosupinación del codo para los 10 sujetos de prueba

Para este movimiento, las diferencias existentes entre las señales de los sujetos de prueba se deben a que los movimientos de pronación y supinación total difieren entre cada sujeto, de ahí que no todos pueden llegar al mismo ángulo de rotación. Sin embargo, el análisis muestra que a pesar de que los 10 sujetos presentan características diferentes, la forma de la señal para todos los sujetos muestra un comportamiento semejante.

6.2.1.3 Análisis cualitativo de los movimientos de la muñeca

El estudio de los movimientos en la muñeca se realizó con la evaluación de los movimientos de flexo-extensión y abducción-aducción. El movimiento de flexo-extensión se evaluó sobre el plano X-Y al realizarse un giro en dirección al eje Z. Mientras que, el movimiento abducción-aducción se refleja sobre el plano X-Y.

El movimiento de flexión de la muñeca, **Figura 25**, se representa con el aumento de la pendiente de la curva de comportamiento del movimiento. La curva descendiente muestra el comportamiento del movimiento de extensión de la muñeca el cuál, idealmente, debe llegar a los -45° .

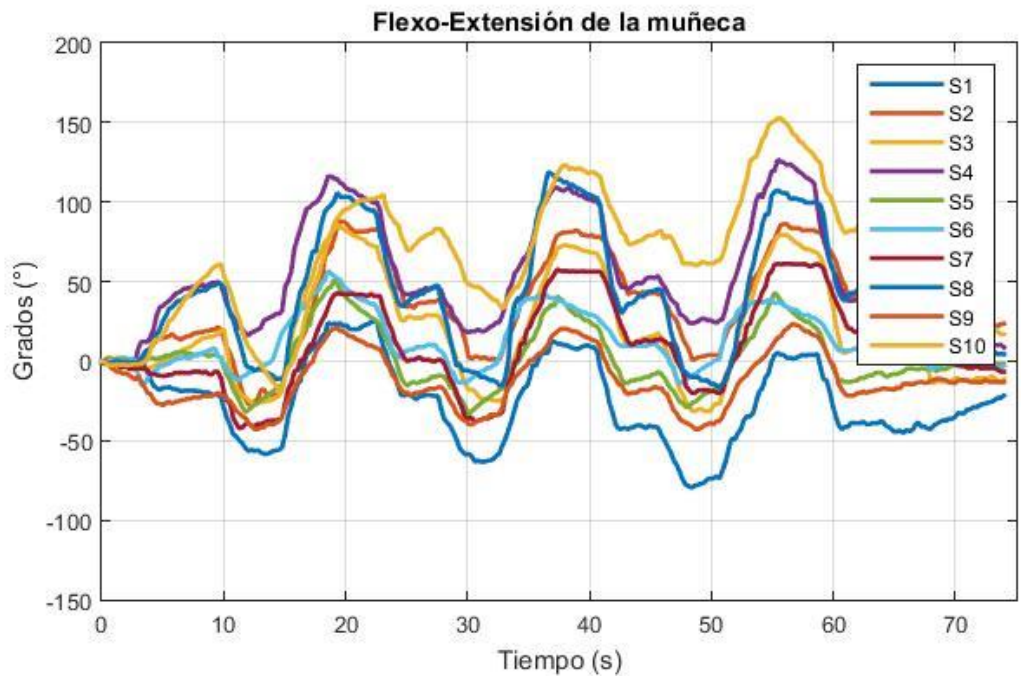


Figura 25 Flexo-extensión de la muñeca sobre el plano X-Y

Al igual que en el movimiento de rotación latero-medial del hombro, este movimiento también presento problemas de deriva durante su ejecución. La solución requirió el uso de la misma técnica que en el movimiento anterior. En la **Figura 26**, se muestra los resultados después de compensar la desviación de la deriva.

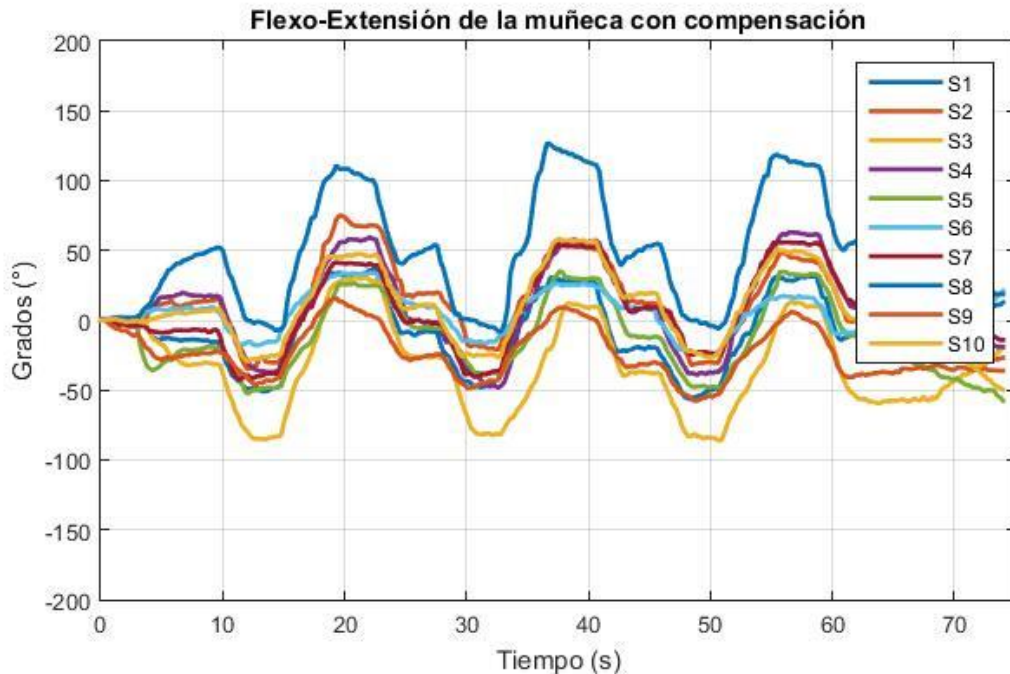


Figura 26 Flexo-extensión de la muñeca con compensación de la deriva

A pesar de que la información se ve más dispersa luego de la compensación, la forma de la señal mejor de manera significativa. De la misma manera, durante el análisis cuantitativo se muestran las mejoras obtenidas luego de la compensación de los movimientos.

El movimiento de abducción-aducción de la muñeca, se presenta en el mismo plano que la flexión del codo, Y-Z. Por ello, en la gráfica representativa del movimiento, se observan tanto la flexión del codo como la abducción-aducción de la muñeca. La pendiente positiva de la curva indica tanto la flexión del codo como la abducción de la muñeca. Sin embargo, se pueden identificar ya que la flexión del codo es más pronunciada que la abducción de la muñeca. Por otra parte, la pendiente negativa, muestra los movimientos de extensión del codo y aducción de la muñeca. De igual manera, la extensión del codo es de mayor amplitud que la aducción de la muñeca, por lo que son fácilmente reconocibles. En la **Figura 27**, se muestran los movimientos generados por los participantes del estudio.

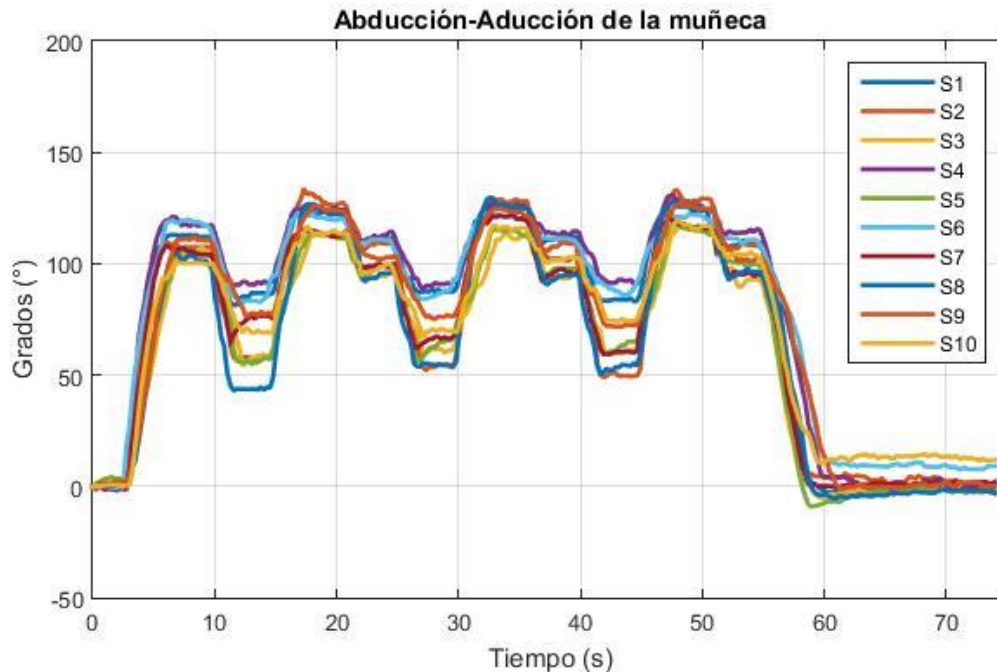


Figura 27 Movimiento de abducción-aducción de la muñeca sobre el plano Y-Z

Al igual que en el movimiento de pronosupinación, las características físicas de los participantes hacen que realicen movimientos de aducción total y abducción total con un ángulo de rotación diferente. Sin embargo, se mantiene la forma durante la ejecución del estudio.

6.2.2 ANÁLISIS CUANTITATIVO

Para complementar el análisis cualitativo, se realizó un análisis cuantitativo en el que se tomaron los aspectos más relevantes para determinar la confiabilidad del sistema desarrollado. Dichos aspectos, se resumen en una tabla en la que se muestran tanto el comportamiento individual como el colectivo del sistema. Los aspectos evaluados son: Promedio de valores máximos (\hat{X}_{Max}), calculado a partir de los puntos máximos durante el movimiento; promedio de valores mínimos (\hat{X}_{Min}), se determina con los valores mínimos de cada movimiento realizado; desviación estándar (STD), calculada tanto para los valores promedios máximos como los valores promedios mínimos; amplitud de movimiento, calculada a partir de los promedios máximos y mínimos; el error cuadrático medio para los valores máximos ($ECM_{Máx}$) y los valores mínimos (ECM_{Min}); y el coeficiente de correlación (CC_{min}) existente entre los resultados de los sujetos de prueba.

6.2.2.1 Análisis cuantitativo del hombro

Siguiendo el orden utilizado durante el análisis cualitativo, el primer movimiento evaluado es la flexo-extensión del hombro. El comportamiento ideal para este movimiento se obtiene al obtener un valor de promedio máximo de 90° , valor de promedio mínimo de -20° y una amplitud de movimiento de 110° . En la **Tabla 9**, se muestran los resultados obtenidos por los participantes, así como el rendimiento global del sistema.

Tabla 9 Comparativa del movimiento de Flexo-Extensión del hombro

$CC_{min} = 0.947$	$\hat{x}_{Máx}$ (STD)	$\hat{x}_{Mín}$ (STD)	Amplitud de movimiento	$ECM_{Máx}$	$ECM_{Mín}$
S1	88.1085° (2.8383)	-17.841° (1.2705)	105.949°	1.8757°	2.0812°
S2	80.6995° (1.1862)	-20.7084° (0.7581)	101.4079°	1.0712°	1.3438°
S3	82.5567° (1.5192)	-23.5829° (3.7495)	106.1396°	1.3016°	2.2351°
S4	83.0401° (1.5337)	-22.1899° (2.5573)	105.23°	1.3613°	1.9636°
S5	77.8051° (1.7821)	-22.3801° (1.1776)	100.1852°	1.6267°	1.9934°
S6	89.1442° (1.4304)	-28.2956° (1.7415)	117.4398°	1.3127°	1.8425°
S7	79.7715° (1.0585)	-19.5404° (1.022)	99.3119°	0.9061°	1.2177°
S8	88.5741° (1.5995)	-21.0567° (0.9292)	109.6308°	1.0965°	1.1932°
S9	76.9827° (1.7014)	-21.1866° (1.4634)	98.1693°	1.2006°	1.5458°
S10	85.4733° (1.5137)	-25.9627° (0.799)	111.436°	1.4713°	1.7987°
Rendimiento global	83.21557° (1.6163)	-22.27439 (1.54681)	105.48996°	1.32237°	1.7215°

Si bien es cierto que los valores no reflejan los 90 y -20 grados esperados, el valor promedio demuestra variaciones inferiores a los 10 grados con respecto al resultado esperado, lo cual puede deberse a errores del tipo sistemático tales como la colocación de los sensores o las características fisiológicas de los sujetos evaluados. No obstante, pese a las diferencias con el resultado esperado, los resultados de la STD demuestran que las variaciones entre las repeticiones realizadas son inferiores a los dos grados, esto indica que no hay presencia de *drift* en las mediciones obtenidas, siendo este uno de los puntos críticos en la estimación de la orientación utilizando sensores magneto inerciales. Finalmente, el coeficiente de correlación mínimo entre los 10 participantes se obtiene en la comparación del participante 1 (S1) con el quinto participante (S5) el cual fue de 0.947 lo que indica que, a pesar de las diferencias encontradas, las señales siguen un mismo patrón de comportamiento.

El movimiento de abducción-aducción del hombro, cumple con el comportamiento ideal al lograr una amplitud de movimiento en 105° con un valor de promedio máximo en 90° y de promedio mínimo en -15°. La **Tabla 10**, muestra el rendimiento global del sistema, así como los resultados individuales de los participantes.

Tabla 10 Análisis del movimiento de Abducción-Aducción del hombro

$CC_{min} = 0.8842$	$\hat{x}_{M\acute{a}x}$ (STD)	$\hat{x}_{M\acute{i}n}$ (STD)	Amplitud de movimiento	$ECM_{M\acute{a}x}$	$ECM_{M\acute{i}n}$
S1	105.23° (4.0784°)	-4.1377° (2.6339°)	109.37°	3.4572°	3.7163°
S2	98.2319° (2.9763°)	-14.3721° (3.6738°)	83.8598°	2.0407°	3.3596°
S3	100.589° (3.2459°)	-5.2349° (2.6935°)	105.8239°	3.1953°	3.7797°
S4	88.5943° (3.6305°)	-12.7498° (3.628°)	101.3441°	3.2158°	5.0174°
S5	89.9223° (3.144°)	-9.1024° (4.2851°)	99.0247°	2.6159°	2.806°
S6	97.7147° (3.7341°)	-11.276° (2.4436°)	108.9907°	2.7068°	3.4365°

S7	87.1771° (5.1034°)	10.5522° (5.5965°)	76.6249°	3.6023°	4.5556°
S8	81.6578° (3.9939°)	9.5191° (2.3003°)	91.1769°	2.245°	3.3251°
S9	79.3046° (4.5979°)	-19.4952° (1.8759°)	98.7998°	2.3659°	3.3912°
S10	73.5017° (2.8473°)	-20.0038° (3.1139°)	93.5055°	1.8469°	2.8092°
Rendimiento global	90.19254° (3.73517°)	-6.65946° (3.22445°)	96.852°	2.72918°	3.61966°

Los resultados globales muestran que el sistema se encuentra a 10° de obtener el rango de movimiento ideal. Sin embargo, hay que considerar que algunos participantes tuvieron problemas durante la aducción debido a su anatomía. Por otro lado, el movimiento de abducción promedio un valor de 90.19° el cual se encuentra muy cerca de ser el valor objetivo. Por último, el error cuadrático medio global nos indica que los participantes tuvieron variaciones de hasta 4° durante el movimiento de aducción.

Finalmente, el movimiento de rotación latero-medial del hombro alcanza tiene un comportamiento optimo en un rango de amplitud de 105° logrados con la rotación lateral en -60° y la rotación medial en 45°. En la **Tabla 11**, se resumen los aspectos de mayor relevancia durante el análisis.

Tabla 11 Análisis de la Rotación latero-medial del hombro

$CC_{min} = 0.3320$	$\hat{x}_{Máx} (STD)$	$\hat{x}_{Mín} (STD)$	Amplitud de movimiento	$ECM_{Máx}$	$ECM_{Mín}$
S1	30.5259° (18.9609°)	-71.4822° (19.6995°)	102.0081°	7.4891°	5.0256°
S2	34.639° (1.7176°)	-45.8917° (3.5346°)	80.5308°	1.9826°	1.7243°
S3	34.451° (8.2839°)	-50.3615° (8.7646°)	84.8125°	3.7215°	2.5764°

S4	65.2683° (16.2672°)	-27.6543° (12.6467°)	92.9226°	6.5751°	4.1063°
S5	33.5332° (1.4784°)	-59.1645° (4.1438°)	92.6977°	2.549°	2.1765°
S6	25.6375° (8.4205°)	-62.7295° (9.5669°)	88.367°	3.7202°	3.4813°
S7	91.9966° (18.2229°)	-3.9702° (16.4625°)	95.9668°	6.3916°	4.7809°
S8	63.3994° (1.3866°)	-76.6669° (2.8952°)	140.0663°	2.0304°	1.7874°
S9	40.6884° (5.7225°)	-108.6097° (8.3299°)	149.2984°	3.6738°	3.3061°
S10	33.4128° (1.4856°)	-51.26° (3.0483°)	84.6728°	1.8015°	1.7807°
Rendimiento global	45.35525° (8.19461°)	-55.77905° (8.9092°)	101.1343°	3.99348°	3.0745°

Debido a problemas causados por interferencias de elementos ferromagnéticos, el rendimiento global del sistema está muy lejos de ser ideal. Sin embargo, en la **Tabla 12** se muestran los resultados luego de su compensación.

Tabla 12 Rotación latero-medial del hombro con compensación de la deriva

$CC_{min} = 0.7971$	$\hat{x}_{M\acute{a}x}$ (STD)	$\hat{x}_{M\acute{i}n}$ (STD)	Amplitud de movimiento	$ECM_{M\acute{a}x}$	$ECM_{M\acute{i}n}$
S1	79.2858° (1.2212)	-31.2176° (1.4463°)	110.5034°	1.2836°	1.1653°
S2	32.2253° (0.8349°)	-47.8248° (2.2998°)	80.0501°	1.6321°	1.3596°
S3	54.9311° (1.4731°)	-33.9474° (1.4048°)	88.8785°	1.2843°	0.946°
S4	113.088° (4.5261°)	11.3551° (8.2952°)	101.7329°	3.9206°	3.3661°
S5	29.8565°	-62.2372°	92.0937°	2.5309°	2.3032°

	(2.7316°)	(3.2162°)			
S6	51.97° (3.2887°)	-42.2151° (2.4187°)	94.1851°	2.5972°	1.2994°
S7	45.3291° (0.9297°)	-41.4107° (1.6124°)	86.7398°	1.0471°	0.6628°
S8	54.6942° (3.0732°)	-83.9589° (1.3108°)	138.6531°	1.5575°	0.9162°
S9	50.8387° (1.7131°)	-99.806° (5.1981°)	150.6447°	2.1126°	1.9904°
S10	30.5815° (1.0592°)	-53.6328° (2.0232°)	84.2143°	1.6531°	1.5098°
Rendimiento global	54.28002° (2.08508°)	-48.48954° (2.92255°)	102.76956°	1.9619°	1.5518°

De manera visual, en la **Figura 22** no se percibe una gran diferencia respecto a la **Figura 21**. Sin embargo, durante el análisis cuantitativo vemos que el coeficiente de correlación mejora desde 0.3320 hasta 0.7971. De la misma manera, el ECM disminuye desde los 3.99° y 3.07° hasta 1.96° y 1.55° en el análisis de máximos y mínimos respectivamente. Mientras que, la STD cambia de 8.19 y 8.9 hasta 2.08 y 2.92 en los puntos máximos y mínimos El rendimiento global del sistema durante este movimiento llega a ser incluso mejor que el obtenido durante la abducción-aducción del hombro una vez que se realiza la compensación.

6.2.2.2 Análisis cuantitativo de los movimientos del codo

El movimiento de flexo-extensión del codo tiene como finalidad obtener una amplitud de movimiento de 90° producto de la diferencia entre el promedio máximo, 90°, y el promedio mínimo, 0°. En la **Tabla 13**, se resumen los resultados correspondientes a la **Figura 23**.

Tabla 13 Movimiento de flexo-extensión del codo para los 10 participantes

$CC_{min} = 0.954$	$\hat{x}_{Máx}$ (STD)	\hat{x}_{Min} (STD)	Amplitud de movimiento	$ECM_{Máx}$	ECM_{Min}
S1	88.5248° (1.3059°)	-3.2506° (1.1628)	91.7754°	1.0221°	1.4416°
S2	94.9007° (1.4327°)	1.6103° (0.8741°)	93.2904°	1.1806°	1.5066°
S3	97.2306° (2.2772°)	-1.6786° (2.004°)	98.9092°	2.2012°	2.8863°
S4	77.1668° (1.682°)	-2.4109° (0.6927°)	79.5777°	1.1017°	1.2784°
S5	84.4943° (1.6927°)	-5.59° (1.3823°)	90.0843°	1.6005°	2.0145°
S6	90.2513° (1.7295°)	-2.0292° (1.4543°)	92.2805°	1.5189°	1.9194°
S7	81.7015° (0.8702°)	1.1875° (1.4214°)	80.514°	0.8529°	1.2698°
S8	86.2194° (0.9808°)	-3.048° (1.4798°)	89.2674°	0.8476°	1.3582°
S9	95.2922° (1.4591°)	-1.7198° (0.7733°)	97.012°	1.3568°	1.3162°
S10	91.9959° (1.1733°)	-0.2155° (0.7529°)	92.2114°	1.1258°	1.3239°
Rendimiento global	88.77775° (1.46034°)	-1.71448° (1.19976°)	90.49223°	1.28081°	1.63149°

En términos generales, el rendimiento global del sistema durante este movimiento se acerca mucho al objetivo. Sin embargo, se tiene que tener mayor cuidado con los resultados obtenidos por algunos participantes ya que, debido a la posición del módulo durante la prueba, el movimiento aparenta no alcanzar el valor requerido. Con todo esto, cabe destacar que para este movimiento el sistema no paso de los 1.5° en la evaluación de STD y ECM.

La pronosupinación no cuenta con un valor objetivo de ejecución, ya que durante el estudio se pidió a los participantes realizar un movimiento de pronación total y supinación total. La amplitud del movimiento se limita a las características físicas de los participantes. La **Tabla 14**, resume el comportamiento del sistema durante el estudio de este movimiento.

Tabla 14 Análisis de la pronosupinación del codo en los 10 sujetos de prueba

$CC_{min} = 0.85$	$\hat{x}_{M\acute{a}x}$ (STD)	$\hat{x}_{M\acute{i}n}$ (STD)	Amplitud de movimiento	$ECM_{M\acute{a}x}$	$ECM_{M\acute{i}n}$
S1	50.6047° (1.3505°)	-51.788° (1.4529°)	102.393°	1.1627°	1.6079°
S2	58.9195° (2.6364°)	-53.0729° (1.9432°)	111.9924°	2.4135°	2.2214°
S3	68.0086° (4.2618°)	-57.128° (2.8252°)	125.1366°	1.1995°	2.8792°
S4	65.4837° (2.0942°)	-22.8119° (1.6637°)	88.2956°	2.0143°	2.318°
S5	59.6954° (2.4255°)	-29.1373° (1.6177°)	88.8327°	1.4962°	1.9297°
S6	49.8672° (2.1986°)	-48.3169° (2.2894°)	98.1841°	1.8931°	2.3479°
S7	50.3915° (1.517°)	-33.1536° (1.4324°)	83.5451°	1.3636°	1.5296°
S8	44.5823° (2.993°)	-33.6275° (1.7516°)	78.2098°	2.0678°	2.3211°
S9	61.0523° (1.2969°)	-39.0961° (1.2619°)	100.1484°	0.9745°	1.2083°
S10	52.2874° (2.2151°)	-39.2097° (2.6464°)	91.4971°	0.9644°	1.9586°
Rendimiento global	56.08926° (2.2989°)	-40.73421° (1.88844°)	96.82347°	1.55496°	2.03217°

De acuerdo con los resultados obtenidos, la pronación promedio de los participantes se encuentra en -40.73° con una desviación estándar de 1.88° , mientras que la supinación promedio alcanzada fue de 56.08° con una desviación estándar de 2.29° . Debido a que no se utilizó un rango de movimiento específico para este movimiento, se hace uso de la correlación para determinar qué tan confiables fueron los resultados obtenidos el cual obtuvo su valor más bajo al comparar a S3 con S6 con un valor de 0.85.

6.2.2.3 Análisis cuantitativo de los movimientos de la muñeca

El movimiento de flexo-extensión de la muñeca carece de una característica específica en cuanto a su ejecución, por lo que el análisis de este movimiento, **Tabla 15**, determinara la relación existente entre los movimientos de los participantes.

Tabla 15 Movimiento de flexo-extensión de la muñeca sin compensación

$CC_{min} = 0.3475$	$\hat{x}_{Máx}$ (STD)	\hat{x}_{Min} (STD)	Amplitud de movimiento	$ECM_{Máx}$	ECM_{Min}
S1	12.3584° (8.3181°)	-65.548° (9.0283°)	77.9059°	4.7444°	4.4902°
S2	82.2104° (2.4291°)	-6.6959° (12.2494°)	88.9063°	4.704°	4.8507°
S3	74.8769° (4.9057°)	-26.2862° (3.0338°)	101.1631°	4.0177°	2.3153°
S4	114.8356° (6.9378°)	21.7009° (3.1633°)	93.1347°	4.6496°	1.4624°
S5	41.0525° (4.8024°)	-28.0867° (2.6584°)	69.1392°	4.4834°	2.2707°
S6	40.3634° (6.5136°)	-11.4665° (1.7413°)	51.8299°	3.103°	1.6332°
S7	52.9181° (8.3083°)	-32.0319° (8.8684°)	84.95°	4.6298°	3.3551°
S8	105.5479° (5.5388°)	-10.6077° (3.5158°)	116.1556°	4.0501°	1.4099°
S9	19.7473°	-38.9734	58.7207°	3.0926°	2.2626°

	(1.7809°)	(2.6626°)			
S10	118.9905° (18.8884°)	37.1373° (27.8683°)	81.8532°	14.0352°	11.9926°
Rendimiento global	66.2901° (6.84231°)	-16.08576° (7.47896°)	82.37586	5.15098°	3.60427°

El coeficiente de correlación logrado para este movimiento fue de 0.3475. Sin embargo, después de realizar la compensación de la deriva se obtienen mejoras en los resultados. La **Tabla 16**, muestra como mejoró el sistema una vez aplicada la compensación.

Tabla 16 Flexo-extensión de la muñeca con compensación a la deriva

$CC_{min} = 0.6841$	$\hat{x}_{Máx} (STD)$	$\hat{x}_{Mín} (STD)$	Amplitud de movimiento	$ECM_{Máx}$	$ECM_{Mín}$
S1	30.7713° (2.5036°)	-50.1385° (3.2287°)	80.9098°	2.5235°	2.1647°
S2	56.1235° (10.8841°)	-26.8707° (5.7877°)	82.9942°	3.9809°	3.8286°
S3	15.0041° (11.1329°)	-82.9519° (1.9046°)	97.956°	8.2724°	1.6224°
S4	54.0959° (6.5959°)	-36.4569° (6.8819°)	90.5528°	5.1598°	3.1935°
S5	22.7358° (10.76°)	-42.7671° (7.4008°)	65.5029°	8.3021°	6.3963°
S6	17.6171° (9.2107°)	-15.7356° (4.2256°)	33.3527°	6.9235°	2.7556°
S7	49.5179° (6.7401°)	-34.3626° (7.3161°)	83.8805°	4.2356°	3.1472°
S8	114.3966° (5.7267°)	-3.7591° (2.1623°)	118.1557°	4.503°	1.7176°
S9	8.7514° (3.9723°)	-47.9683° (5.2635°)	56.7197°	4.0662°	3.0279°
S10	50.3331°	-21.3918°	71.7249°	8.1882°	6.4074°

	(6.0236°)	(7.082°)			
Rendimiento global	41.93467° (7.35499°)	- 36.24025° (5.12532°)	78.17492°	5.61552°	3.42612°

Para este movimiento, la compensación no logró reducir los errores causados por las interferencias ferromagnéticas. Sin embargo, la similitud en morfología de la señal mejora de manera significativa ya que el coeficiente de correlación obtenido fue de 0.6841. Por otra parte, la mejor correlación lograda en este análisis se encontró al comparar a S2 con S10 obteniendo un coeficiente de correlación de 0.9479.

Por último, el movimiento de abducción-aducción de la muñeca tampoco se delimita durante su ejecución, por lo que también se evaluara su funcionamiento a partir de la correlación. La **Tabla 17**, muestra el comportamiento correspondiente a la **Figura 27**.

Tabla 17 Análisis del movimiento de abducción-aducción de la muñeca

$CC_{min} = 0.9488$	$\hat{x}_{Máx}$ (STD)	\hat{x}_{Min} (STD)	Amplitud de movimiento	$ECM_{Máx}$	ECM_{Min}
S1	125.512) (2.0618°)	85.5951° (2.0423°)	39.9165°	1.7292°	1.3156°
S2	128.7831° (1.8239°)	53.7304° (3.2272°)	75.0527°	2.1877°	1.4433°
S3	113.1578° (1.8637°)	59.8359° (1.8962°)	53.3219°	1.7032°	0.9991°
S4	125.4677° (1.7037°)	91.2373° (0.9268°)	34.2304°	1.7005°	0.8367°
S5	114.3647° (1.8032°)	60.4099° (3.5994°)	53.9548°	2.5469°	2.0627°
S6	121.0485° (0.9309°)	85.9074° (2.2612°)	35.1411°	1.5392°	1.4039°
S7	117.0678°	67.1733°	49.8945°	3.9969°	3.7411°

	(2.9763°)	(6.0902°)			
S8	125.1485° (1.8621°)	50.8355° (4.9271°)	74.313°	2.9919°	2.508°
S9	124.571° (1.2847°)	75.024° (2.3618°)	49.547°	1.5531°	1.1096°
S10	115.6509° (1.6247°)	71.1715° (2.43°)	44.4794°	1.6179°	1.188°
Rendimiento global	121.07716° (1.7935°)	70.09203° (2.97622°)	50.98513°	2.15665°	1.6608°

Este movimiento tiene un coeficiente de correlación mínimo de 0.9488 entre los participantes S4 y S8. Durante el movimiento de aducción se obtuvo un promedio general de 70.09° y un promedio general para la abducción de 121.07°. Dando una amplitud general de 50.98°.

6.3 Reproducción y seguimiento de la extremidad superior

Se realizó un análisis sobre el comportamiento del sistema durante la ejecución de movimientos cotidianos. Estas pruebas requieren de la actividad de los tres segmentos de la extremidad superior de manera simultánea. Estos movimientos cotidianos fueron: tomar agua, abrir una puerta y contestar un teléfono.

Para el estudio del movimiento en el que se toma agua, se pide al participante colocarse en posición inicial antes de comenzar. Al sonar el indicador sonoro el participante debe realizar, de manera natural, el movimiento con el cuál tomaría un vaso de agua, se lo llevaría a la boca, dejaría el vaso nuevamente sobre la superficie en la que la tomo y finalmente volver a la posición inicial. Para determinar el comportamiento del sistema durante este estudio, se evaluó el comportamiento individual de cada segmento de la extremidad utilizando gráficas sobre los 3 planos de movimiento. En dichas gráficas se analiza, por medio de los ángulos de navegación, el comportamiento del movimiento: *yaw* muestra el comportamiento sobre el plano X-Y, rotaciones sobre el eje Z; *Pitch* analiza las rotaciones sobre el eje X, plano Y-Z; mientras que *roll* evalúa el movimiento sobre el plano X-Z, rotación en Y. Finalmente, se realizó una reconstrucción del movimiento generado por medio de gráficas 3D a fin de

determinar la trayectoria del movimiento de acuerdo con los movimientos individuales. En la **Figura 28**, se muestran los resultados del análisis cualitativo para el estudio de este movimiento.

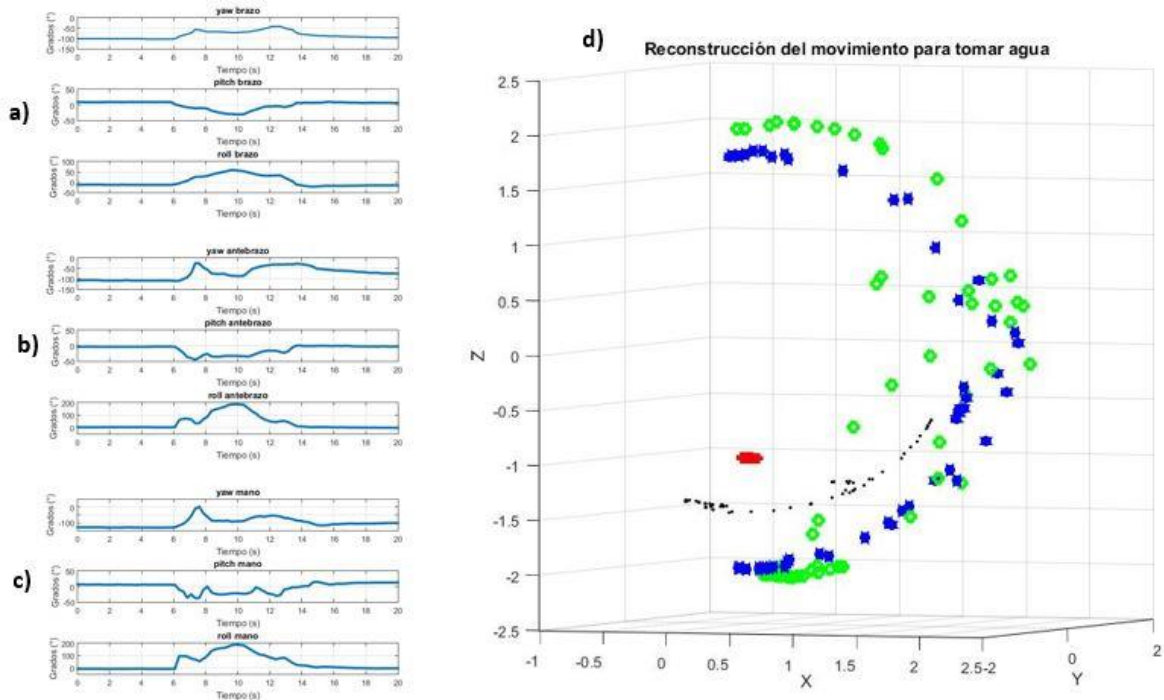


Figura 28 Análisis del movimiento para tomar agua. a) Comportamiento del brazo. b) Comportamiento del antebrazo. c) Comportamiento de la mano. d) Reconstrucción del movimiento en 3D.

Como se observa en la figura, el movimiento realizado por el brazo se efectúa principalmente sobre *yaw* y *roll*. En *roll* se muestra la flexión hecha en el hombro, mientras que en *yaw* se observa el giro realizado para tomar el vaso. Finalmente, *pitch* muestra el movimiento con el cuál el participante acerca su extremidad hacia el centro de su cuerpo, aducción, para alcanzar el vaso. En el antebrazo y la muñeca, *roll* sigue la misma trayectoria que en el hombro hasta tomar el vaso. A partir de este punto se realiza una pronación del codo y flexión de muñeca para adoptar una posición con la cual tomar el vaso por un costado, *pitch* en antebrazo y mano representan la pronación mientras que *yaw* en la mano muestra la flexión de la muñeca. Después, se efectúa nuevamente una flexión del hombro y codo para llevar el vaso a la boca, el codo tiene una mayor amplitud, ya que para llegar a la boca no es necesario subir tanto el brazo. Una vez que se lleva el vaso a la boca, se realiza una abducción de la muñeca para simular que se está tomando agua, *pitch* de mano. Para terminar el movimiento se realiza la

misma secuencia en sentido contrario: aducción de la muñeca para colocar el vaso verticalmente, extensión del codo y hombro para llevar el vaso de nuevo a la mesa, se realiza la extensión de la muñeca para alejar la mano del vaso, se supina el codo para acomodar el brazo y se finaliza con la extensión de la extremidad hasta llegar a la posición inicial.

Para comprender la reconstrucción del movimiento, **Figura 28 d)**, es necesario ubicar que la vista dada representa en gran medida al plano XZ. La línea negra indica el movimiento del antebrazo el cuál realiza, en su gran mayoría, un movimiento de flexión. La línea verde, antebrazo, comienza con la misma trayectoria que la línea negra, pero esta cambia para tomar el vaso de agua, posteriormente vuelve a seguir la trayectoria del brazo al momento de llevarse al vaso a la boca. Finalmente, la mano se representa con la línea verde la cual sigue la trayectoria del antebrazo hasta el momento de tomar el vaso donde esta realiza un giro. Posteriormente, sigue de nuevo la trayectoria del antebrazo hasta simular el movimiento de tomar agua una vez que se llegó a la posición de acercar el vaso a la boca.

El segundo movimiento consiste en la apertura de una puerta. En ella se pide al participante que se coloque en posición inicial. Cuando suene el indicador sonoro, se realiza el movimiento natural para abrir una puerta con pomo y poco después cerrarla y volver a la posición inicial. En la **Figura 29**, se muestran los movimientos realizados.

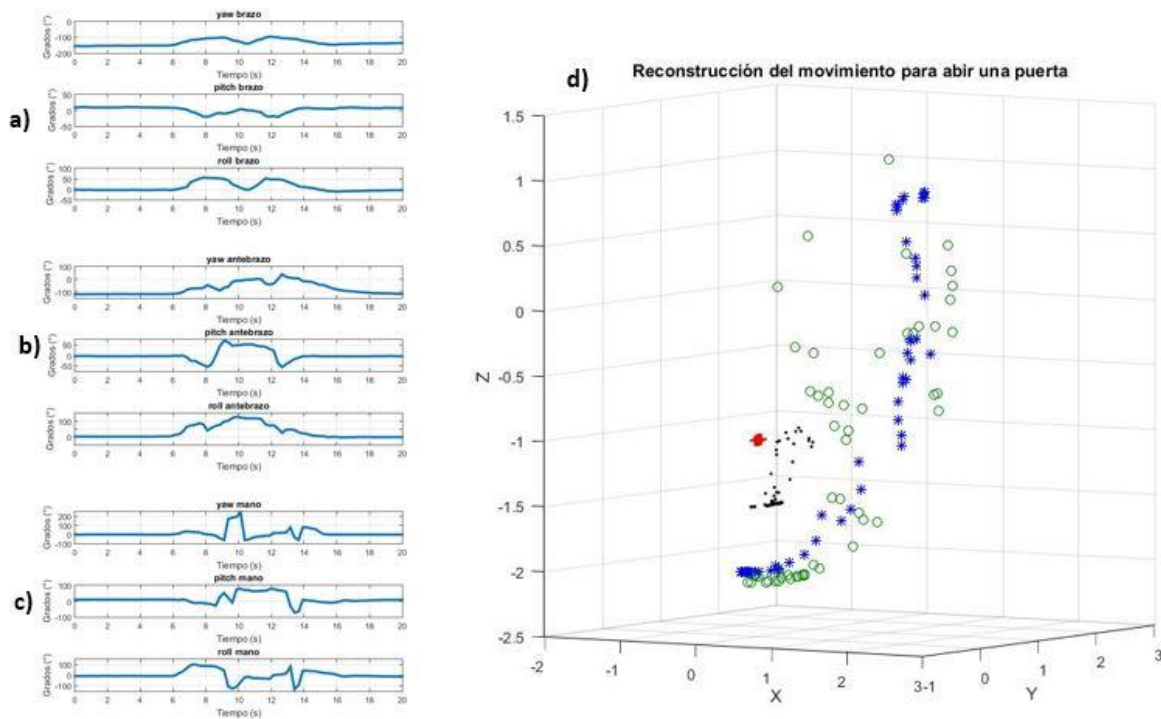


Figura 29 Análisis de movimiento para abrir una puerta. a) Movimiento del brazo. b) Comportamiento del movimiento en el antebrazo. c) Comportamiento de la mano. d) Reconstrucción del movimiento en 3D

Esta prueba comienza con la flexión de la extremidad superior desde el hombro, *roll* de los tres segmentos. Cuando se alcanza el pomo de la puerta se realiza un movimiento de extensión en la muñeca para adoptar la posición con la que se toma el pomo, *yaw* mano. Una vez que se toma se realiza un movimiento de supinación, *pitch* en mano y antebrazo, para abrir el cerrojo seguido de una extensión del hombro, *roll*, con el que se abre la puerta. Para cerrar la puerta se realizan los movimientos en sentido inverso: Flexión del hombro para cerrar la puerta, pronación del codo para cerrar el cerrojo, flexión de la muñeca para colocar la mano en posición para volver a la posición inicial, conseguida luego de la extensión del codo y hombro.

La reconstrucción del movimiento 3D, **Figura 29 d)**, aparenta no tener relevancia con el movimiento, sin embargo, al analizar de manera individual el movimiento de cada segmento es posible determinar qué es lo que se está realizando. Al inicio del movimiento, las líneas negra (brazo), azul (antebrazo) y verde (mano) llevan la misma trayectoria durante la flexión del hombro hasta alcanzar el pomo de la puerta. Posteriormente, las líneas azul y verde

cambian su trayectoria para sujetar el pomo. A continuación, se realiza el movimiento de supinación para abrir la puerta, giro sobre el eje X de la línea verde principalmente. Después se realiza un movimiento extensión del hombro para abrir la puerta: las líneas azul y verde se desplazan en dirección al centro, mientras la línea negra rota sobre el eje Y. En adelante, se realizan los movimientos antagonistas para culminar el movimiento, generando variaciones sobre la trayectoria descrita hasta este momento.

El último movimiento fue contestar un teléfono. En la **Figura 30**, se muestra el movimiento realizado por un participante para responder y colgar un teléfono ubicado sobre una mesa.

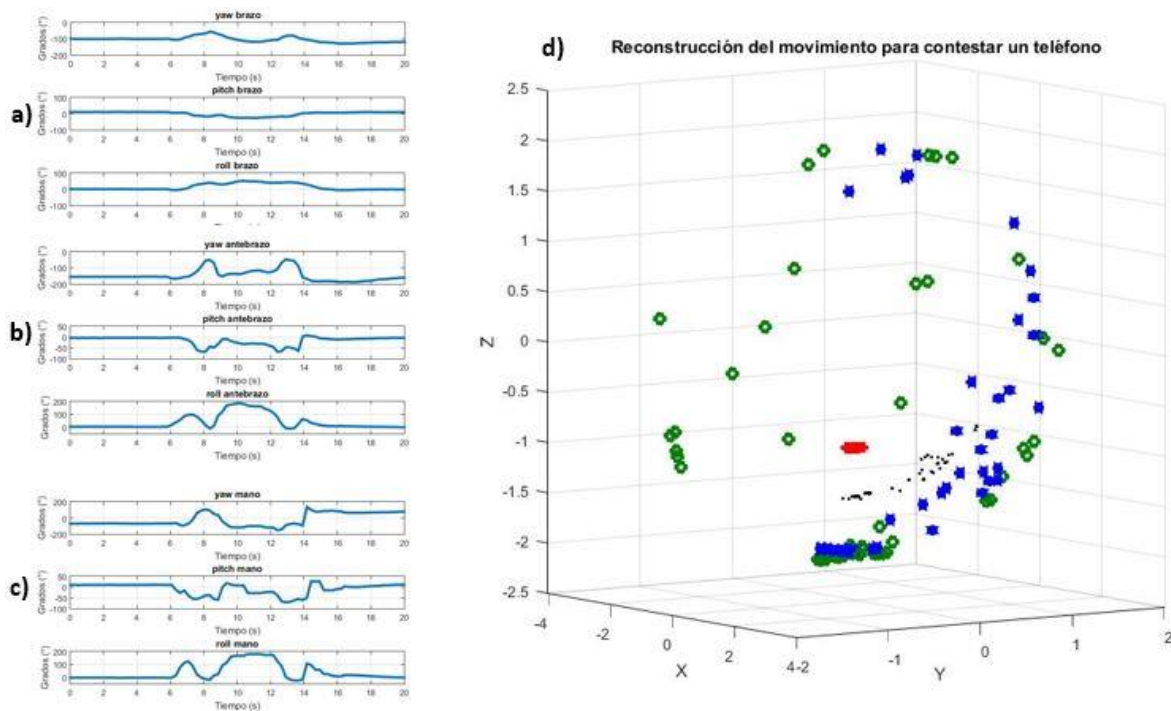


Figura 30 Análisis del movimiento de la extremidad superior para contestar un teléfono. a) Análisis del movimiento de brazo. b) comportamiento del antebrazo. c) Movimientos de la mano. d) Reconstrucción del movimiento generado

El movimiento comienza con una flexión del hombro, *roll* de brazo, hasta alcanzar la altura de la mesa. Luego, se realiza una flexión y pronación del codo, *roll* y *pitch*, para acercar la mano al teléfono. Para que la mano tome el teléfono se realiza un movimiento de extensión, *yaw* de mano, para adoptarla a la forma del mismo. Una vez sujetado el teléfono, se realizan

los movimientos de flexión del hombro y codo y supinación de codo para colocar el teléfono a la altura de la oreja derecha. Al igual que en los movimientos anteriores se realizan los movimientos antagonistas y en orden inverso para colgar el teléfono y volver a la posición inicial.

El análisis de los tres movimientos muestra que el sistema es capaz de seguir la trayectoria del movimiento realizado en el espacio. Sin embargo, debido a que los movimientos se realizaron de manera natural, las muestras tomadas para la reconstrucción de los movimientos se encuentran muy espaciadas. Aun así, es posible determinar el comportamiento del movimiento si se reconoce el patrón de movimiento para cada segmento analizado.

6.4 Discusión

A diferencia de otros sistemas que utilizan la misma tecnología publicados recientemente [1, 22, 33], el sistema desarrollado permite el estudio de la actividad durante el movimiento de las tres articulaciones (hombro, codo y muñeca) de manera simultánea, logrando así un análisis más completo de la extremidad superior.

Los resultados del análisis cualitativo muestran que el sistema es capaz de seguir la trayectoria de la extremidad superior durante movimientos realizados en el espacio. Sin embargo, dicho análisis en conjunto con el análisis cuantitativo muestra que para los movimientos realizados sobre el plano X-Y se tienen problemas de desviación a la deriva. Estos problemas pueden deberse a las condiciones en las que se realizó el estudio ya que existían elementos, mesas metálicas, que afectaban el comportamiento del magnetómetro en las inmediaciones del área de prueba.

Por otro lado, el sistema cumple con los objetivos que se plantearon el inicio del proyecto:

El sistema desarrollado permite analizar los movimientos de un sujeto en diferentes ubicaciones dentro de un laboratorio gracias a la comunicación de los módulos con los X-Bee. Esto permitió que los participantes del estudio tuvieran una mayor comodidad al

momento de ejecutar los movimientos haciendo que la realización de los mismos fuera lo más natural posible.

El diseño y fabricación de los módulos se pensó para la integración de los elementos necesario para la adquisición, procesamiento y transmisión de datos dentro de una misma tarjeta. Para ello se dispuso de espacios dedicados para la colocación del módulo GY-87, el DsPic y el puerto para X-Bee; tratando en todo momento de optimizar las dimensiones de la tarjeta. Para el diseño de la carcasa se buscó agregar la menor cantidad de volumen posible basándose en las características de las tarjetas.

El algoritmo permite que la información proporcionada por los sensores magneto/inerciales sea utilizada en la detección de la orientación y posición de cada segmento de la extremidad superior. A su vez, se puede dar seguimiento a la trayectoria descrita por los movimientos de la extremidad superior en un modelo virtual el cual reproduce las acciones a la par de su ejecución.

No obstante, el sistema aún requiere ciertas mejoras:

Durante el desarrollo de las pruebas existieron errores de sincronía en la transmisión de datos entre módulos haciendo que, en más de una ocasión, se tuviera que repetir la prueba.

Con el uso, la clavija micro-USB comenzó a tener problemas para el proceso de carga de las baterías. Esto se debió a que la clavija utilizada no contaba con las condiciones para su uso en montaje *through hole*.

Capítulo 7. Conclusiones y Trabajo a futuro

7.1 Conclusiones

En este trabajo se presentó el diseño y elaboración de un sistema portátil para la evaluación de movimientos en la extremidad superior. Se mostro el proceso de cómo se obtuvo, a partir de la información entregada por los sensores magneto/inerciales, la información necesaria para el monitoreo, seguimiento y reconstrucción de los movimientos realizados. El sistema desarrollado integra la información entregada por los sensores (giroscopio, acelerómetro y magnetómetro) utilizando un algoritmo basado en el uso de una matriz de cosenos directores para la retroalimentación de la información y cuaterniones para su transmisión. A diferencia de los sistemas basados en métodos tradicionales: ángulos de navegación (*Roll, Pitch, Yaw*) o ángulos de Euler (α, ϕ, θ); el sistema no es susceptible a problemas de singularidad ni fluctuaciones en la orientación estimada.

El sistema desarrollado, al utilizar un DsPic para procesar la información proporcionada por un MARG, compite con algunos equipos que se pueden encontrar en el mercado (controladores para drones, aplicaciones en tabletas o teléfonos móviles). Pero, a diferencia de ellos, este puede ser reprogramado sin la necesidad de corromper el software del fabricante, permitiendo así darle un uso para actividades específicas cuando se requiera.

Por otro lado, el modelo virtual permitió demostrar el comportamiento de la extremidad superior. Debido a los parámetros de uso y las estrategias de control utilizadas, se puede promover el uso de la información empleada para el movimiento del modelo virtual para el desarrollo de elementos de rehabilitación, prótesis u ortesis.

Las pruebas realizadas mostraron que el sistema desarrollado es capaz monitorear, reproducir y continuar la trayectoria de los movimientos. Sin embargo, de acuerdo con los resultados obtenidos durante los estudios de movimiento, el sistema presenta problemas asociados a desviación a la deriva cuando se realizan movimientos de rotación sobre el eje Z. Estas desviaciones pueden deberse en gran medida a las condiciones en las que se realizaron las pruebas, ya que existían muchos elementos que entorpecían el comportamiento del magnetómetro, sensor encargado de compensar los movimientos sobre este eje.

A diferencia de otras técnicas utilizadas para el análisis de movimiento, como la goniometría o los sistemas de video dedicados, el sistema desarrollado no requiere de: experiencia o conocimientos calificados acerca de los segmentos corporales; habilidad para el desarrollo de la evaluación; un espacio de evaluación controlado (considerando los elementos que interfieren con la función del magnetómetro) y herramientas de hardware o software especiales (además de los componentes del sistema). Su colocación y uso simple, siendo un método rápido y preciso el cual no se encuentra sujeto a problemas de oclusión, permite que la evaluación de un movimiento se realice en un tiempo relativamente corto (dependiendo de la duración de la prueba) posibilitando su uso como instrumento de primer frente en la detección de problemas motores.

Finalmente, su fácil manejo y adaptación ofrecen un gran potencial para su uso en aplicaciones orientadas a la rehabilitación, diagnóstico clínico, investigación y el diseño, desarrollo y fabricación de dispositivos tales como prótesis, órtesis y exoesqueletos.

7.2 Trabajo a futuro

A partir de las discusiones y conclusiones presentados en este escrito, las perspectivas de trabajos futuros son las siguientes:

Trabajar en la optimización del sistema para aumentar la velocidad con la que se adquiere y transmite la información.

Determinar las causas que generaban desviación a la deriva sobre el eje Z, a fin de compensar de manera oportuna el funcionamiento del sistema.

Se propone utilizar el sistema desarrollado como una herramienta complementaria para el diagnóstico clínico para personas con problemas durante el movimiento de la extremidad superior.

Considerando que, el sistema desarrollado es capaz de proporcionar información sobre la posición y orientación de los segmentos de la extremidad superior, se propone investigar el uso de dicha información a fin de, mediante la integración del mismo, desarrollar estrategias de control que permitan perfeccionar el funcionamiento de prótesis, ortesis y exoesqueletos. Una vez logrado el punto anterior, utilizar dichos dispositivos como herramientas de terapia física, los cuales cuenten con rutinas que permitan al usuario reactivar el uso normal de sus extremidades.

Capítulo 8. Productos

El desarrollo de este proyecto ha tenido como producto un artículo de congreso presentado en la 14ª Conferencia Internacional de Ingeniería Eléctrica, Ciencia Informática y Control Automático (CCE 2017).

Título: “Algorithm for Estimating the Orientation of an Object in 3D Space, Through the Optimal Fusion of Gyroscope and Accelerometer Information”.

Autores: **Lauro Armando Contreras Rodríguez**, Roberto Muñoz Guerrero, José Antonio Barraza Madrigal.

Modalidad: Artículo extendido 6 páginas.

Conferencia: CCE 2017

ISBN: 978-1-5386-3406-6/17/\$31.00 ©2017 IEEE

Lugar: Ciudad de México, México

Fecha: 25 octubre – 27 octubre, 2017

Referencias

- [1] J. A. Barraza, *Diseño y desarrollo de un sistema ambulatorio de análisis de movimiento: monitoreo, reproducción y seguimiento de hombro*, Ciudad de México: CINVESTAV, 2016.
- [2] D. Miller, «Health-related quality of life,» *Mult Scler*, vol. 8, n° 4, pp. 269-270, 2002.
- [3] Ó. Fernández-Fernández y V. Fernández, «Esclerosis múltiple. Concepto. Etiopatogenia. Fisiopatología. Manifestaciones clínicas. Investigaciones paraclínicas. Diagnóstico. Historia natural.,» *Medicine, Programa de Formación Médica Continuada Acreditado*, vol. 9, n° 76, pp. 4867-4877, 2007.
- [4] C. Castiglioni, J. Levicán, E. Rodillo, M. A. Garmendia, A. Díaz, L. Pizarro y L. Contreras, «Clinical, electrophysiological and molecular study of 26 chilean patients with spinal muscular atrophy,» *Revista médica de Chile*, vol. 139, n° 2, pp. 197-204, 2011.
- [5] G. Suárez, «Miastenia gravis: Diagnóstico y Tratamiento,» *Revista ecuatoriana de neurología*, vol. 9, n° 1-2, pp. 23-26, 2000.
- [6] R. L. Drake, W. Vogl y A. W. M. Mitchell, *Gray, Anatomía para estudiantes*, Elsevier Iberoamericana, 2015.
- [7] K. L. Moore, A. F. Dailey y A. M. R. Agur, *Anatomía con orientación clínica*, Toronto: Medica Panamericana, 2006.
- [8] A. I. Kapandji, *Fisiología Articular*, París: Medica Panamericana, 2006.
- [9] H. M. Clarkson, *Proceso evaluativo musculoesquelético: Amplitud del movimiento articular y test manual de fuerza muscular*, Barcelona: Paidotribo, 2003.
- [10] F. Quiroz-Gutiérrez, *Tratado de Anatomía Humana*, México: Porrúa, 1977.
- [11] D. Giansanti, V. Macellari, G. Maccioni y A. Cappozzo, «Is it feasible to reconstruct body segment 3-D position and orientation using accelerometric data?,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 50, n° 4, pp. 476-483, 2003.
- [12] A. Barrientos, L. F. Peñin y C. Balaguer, *Fundamentos de Robotica*, McGraw-Hill, 2007.
- [13] E. Bekir, *Introduction to Modern Navigation Systems*, World Scientific Publishing, 2007.
- [14] A. Favieri, *Introducción a los cuaterniones*, Buenos Aires, Argentina: Universidad Tecnológica Nacional, 2008.
- [15] E. M. Foxlin, M. Harrington y Y. Altshuler, «Miniature six-DOF inertial system for tracking HMDs,» *Proc. SPIE 3362, Helmet- and Head-Mounted Displays III*, 1998.
- [16] R. Collinson, *Introduction to Avionics Systems*, Tercera ed., Maidstone, Kent: Springer, 2011, pp. 350-355.
- [17] S. Sukkarieh, E. M. Nebot y H. F. Durrant-Whyte, «A High Integrity IMU/GPS Navigation Loop for Autonomous Land Vehicle Applications,» *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 15, n° 3, pp. 572-578, 1999.

- [18] A. F. Ruiz-Olaya, M. Callejas-Cuervo y C. N. Lara-Herrera, «Wearable low-cost inertial sensor-based electrogoniometer for measuring joint range of motion,» *DYNA*, vol. 84, n° 201, pp. 180-185, 2017.
- [19] J.-S. Botero-Valencia, M. Rico-García y J.-P. Villegas-Ceballos, «A simple method to estimate the trajectory of a low cost mobile robotic platform using an IMU,» *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, vol. 11, n° 4, pp. 823-828, 2017.
- [20] T. Shiratori y J. Hodgins, «Accelerometer-based User Interfaces for the Control of a Physically,» *ACM Transactions on Graphics*, vol. 27, n° 5, 2008.
- [21] H. Zhou y H. Hu, «Human motion tracking for rehabilitation—A survey,» *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 3, pp. 1-18, 2008.
- [22] Y. Tian, X. Meng, D. Tao, D. Liu y C. Feng, «Upper limb motion tracking with the integration of IMU and Kinect,» *Neurocomputing*, vol. 159, pp. 207-218, 2015.
- [23] H. Zhou, T. Stone, H. Hu y N. Harris, «Use of multiple wearable inertial sensors in upper limb motion tracking,» *Medical engineering & physics*, vol. 30, pp. 123-133, 2008.
- [24] J. Newman, H. Zhou y H. Hu, «Inertial sensors for motion detection of human upper limbs,» *Sensor Review*, vol. 27, pp. 151-158, 2007.
- [25] H. Zhou y H. Hu, «Upper limb motion estimation from inertial measurements,» *International Journal of Information Technology*, vol. 13, pp. 1-14, 2007.
- [26] M. Noorkõiv, H. Rodgers y C. I. Price, «Accelerometer measurement of upper extremity movement after stroke: a systematic review of clinical studies,» *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 11, p. 144, 2014.
- [27] A. Godfrey, R. Conway, D. Meagher y G. ÓLaighin, «Direct measurement of human movement by accelerometry,» *Medical engineering & physics*, vol. 30, pp. 1364-1386, 2008.
- [28] H. Dejnabadi, B. Jolles y K. Aminian, «A New Approach to Accurate Measurement of Uniaxial Joint Angles Based on a Combination of Accelerometers and Gyroscopes,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, n° 8, pp. 1478-1484, 2005.
- [29] J. Favre, B. Jolles, O. Siegrist y K. Aminian, «Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3D angle measurement.,» *Electronic Letters*, vol. 42, n° 11, pp. 612-614, 2006.
- [30] X. Yun y E. R. Bachmann, «Design, implementation, and experimental results of a quaternion-based Kalman filter for human body motion tracking,» *Robotics, IEEE Transactions on*, vol. 22, pp. 1216-1227, 2006.
- [31] H. J. Luinge, P. H. Veltink y C. T. Baten, «Ambulatory measurement of arm orientation,» *Journal of biomechanics*, vol. 40, pp. 78-85, 2007.
- [32] M. Sabatini, «Estimating Three-Dimensional Orientation of Human Body Parts by Inertial/Magnetic Sensing,» *Sensors*, vol. 11, n° 2, pp. 1489-1525, 2011.
- [33] L. Peppoloni, A. Filippeschi, E. Ruffaldi y C. A. Avizzano, «A novel 7 degrees of freedom model for upper limb kinematic reconstruction based on wearable sensors,» *Proc. IEEE 11th Int. Symp. Intell. Syst. Informat. (SISY)*, pp. 105-110, 2013.

- [34] H. Luinge y P. H. Veltink, «Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers,» *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 43, pp. 273-282, 2005.
- [35] J. Barraza-Madrigal, R. Muñoz-Guerrero, L. Leija-Salas y R. Ranta, «Instantaneous Position and Orientation of the Body Segments as an Arbitrary Object in 3D space by merging gyroscope and accelerometer information,» *Rev mex ing bioméd.*, vol. 35, pp. 241-252, 2014.
- [36] J. Barraza, E. Cardiel, P. Rogeli, L. Leija y R. Muñoz, «Evaluation of suitability of a micro-processing unit of motion analysis for upper limb tracking,» *Medical Engineering and Physics*, vol. 38, n° 8, pp. 793-800, 2016.
- [37] N. Yozbatiran, F. Baskurt, Z. Baskurt, S. Ozakbas y E. Idiman, «Motor assessment of upper extremity function and its relation with fatigue, cognitive function and quality of life in multiple sclerosis patients,» *Journal of the Neurological Sciences*, vol. 246, n° 1-2, pp. 117-122, 2006.
- [38] A. Bardorfer, M. Munih, A. Zupan y A. Primožic, «Upper limb motion analysis using haptic interface,» *IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS*, vol. 6, n° 3, pp. 253-260, 2001.
- [39] D. C. Boone, S. P. Azen, C. M. Lin, C. Spence, C. Baron y L. Lee, «Reliability of goniometric measurements,» *Physical Therapy*, vol. 58, n° 11, pp. 1355-1360, 1978.
- [40] K. Rome y F. Cowieson, «A Reliability Study of the Universal Goniometer, Fluid Goniometer, and Electrogoniometer for the Measurement of Ankle Dorsiflexion,» *Foot & Ankle International*, vol. 17, n° 1, pp. 28-32, 1996.
- [41] P. A. Ferreira, J. P. Ferreira, M. Crisóstomo y A. P. Coimbra, «Low cost vision system for human gait acquisition and characterization,» de *Industrial Engineering and Engineering Management (IEEM)*, 2016 *IEEE International Conference on*, Bali, Indonesia, 2016.
- [42] A. Kolahi, M. Hoviattalab, T. Rezaeian, M. Alizadeh, M. Bostan y H. Mokhtarzadeh, «Design of a marker-based human motion tracking system,» *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 2, pp. 59-67, 2007.
- [43] A. Burns, B. R. Greene, M. J. McGrath, T. J. O'Shea, B. Kuris, S. M. Ayer, F. Stroiescu y V. Cionca, «SHIMMER™ – A Wireless Sensor Platform for Noninvasive Biomedical Research,» *Sensors Journal, IEEE*, vol. 10, n° 9, pp. 1527-1534, 2010.
- [44] K. Lorincz, B.-r. Chen, G. W. Challen, A. R. Chowdhury, S. Patel, P. Bonato y M. Welsh, «Mercury: A Wearable Sensor Network Platform for High-Fidelity,» de *Proceedings of the 7th ACM Conference on Embedded Networked Sensor Systems*, Berkeley, California, 2009.
- [45] D. A. Bennett y M. Goldfarb, «IMU-Based Wrist Rotation Control of a Transradial Myoelectric Prosthesis,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. PP, n° 99, pp. 1-1, 2017.
- [46] J. Guerra, J. Uddin, D. Nilsen, J. Mclerney, A. Fadoo, I. B. Omofuma, S. Hughes, S. Agrawal, P. Allen y H. M. Schambra, «Capture, learning, and classification of upper extremity movement primitives in healthy controls and stroke patients,» de *Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2017 *International Conference on*, London, UK, 2017.

- [47] InvenSense, «MPU-6000/MPU-6050 Product Specification Rev. 3.4,» August 2013. [En línea]. Available: www.invensense.com.
- [48] Honeywell, «3-Axis Digital Compass IC,» March 2011. [En línea]. Available: www.honeywell.com/magneticsensors.
- [49] Digi International, «DIGI XBEE® S1 802.15.4 RF MODULES,» 2017. [En línea]. Available: https://www.digi.com/pdf/ds_xbeemultipointmodules.pdf.
- [50] Microchip Technology, «dsPIC30F6011A/6012A/6013A/6014A Data Sheet,» 2011. [En línea]. Available: www.microchip.com.
- [51] Future Technology Devices International Limited, «FT232R USB UART IC Datasheet,» 2015. [En línea]. Available: www.ftdichip.com/FTProducts.htm.
- [52] Microchip, «Miniature Single-Cell, Fully Integrated Li-Ion,» 2014. [En línea]. Available: www.microchip.com.
- [53] F. Haugen, Basic Dynamics and Control, TeachTeach, 2010.
- [54] The MathWorks, Inc., «Virtual Reality Toolbox For Use with MATLAB and Simulink,» 2004. [En línea]. Available: www.mathworks.com.

Anexos

A.1 Módulo de monitoreo: diagrama esquemático y PCB

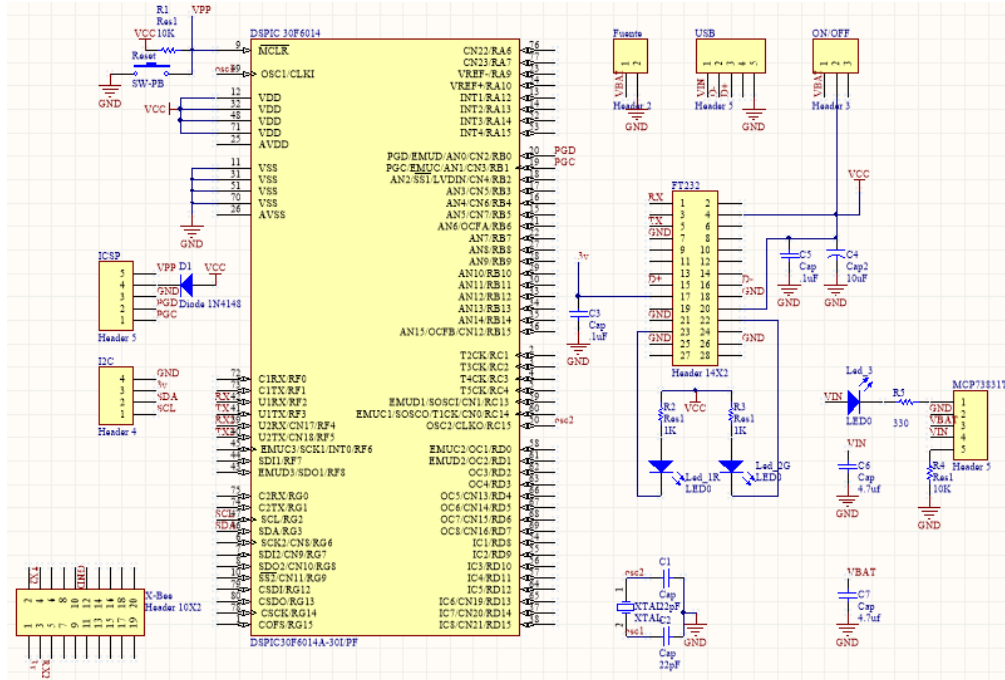


Figura 31 Diagrama esquemático de los módulos de monitoreo

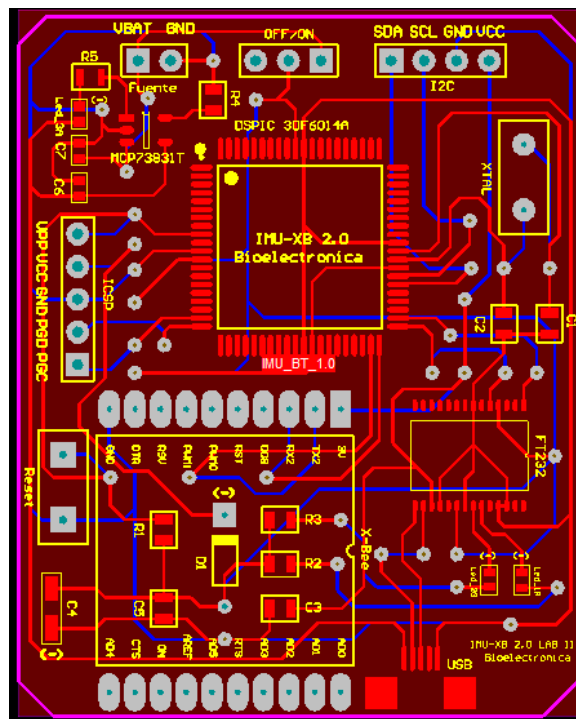


Figura 32 PCB de los módulos de monitoreo

A.2 Módulo de comando: Diagrama esquemático y PCB

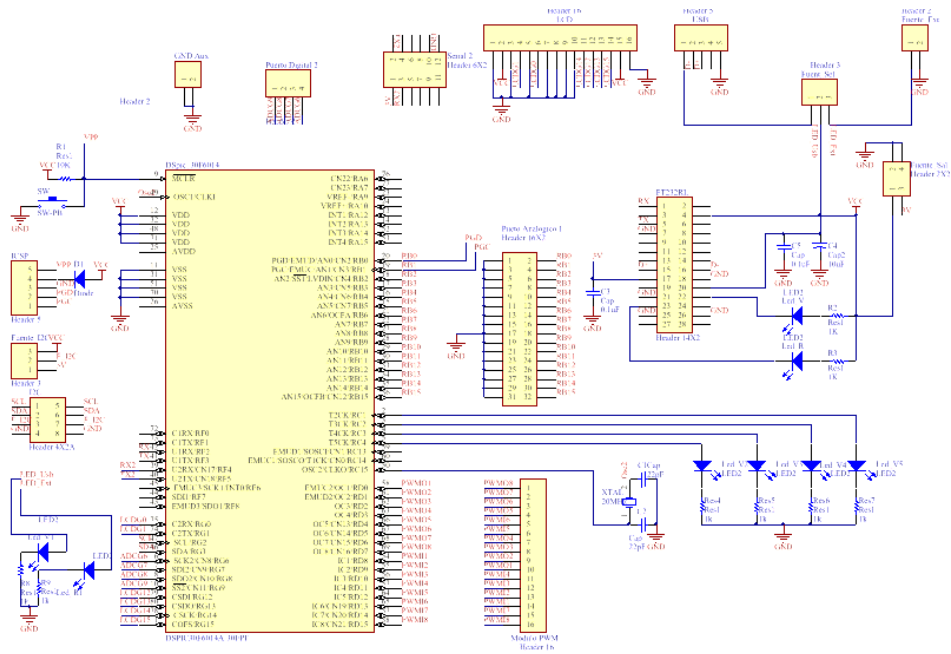


Figura 33 Diagrama esquemático del módulo de comando

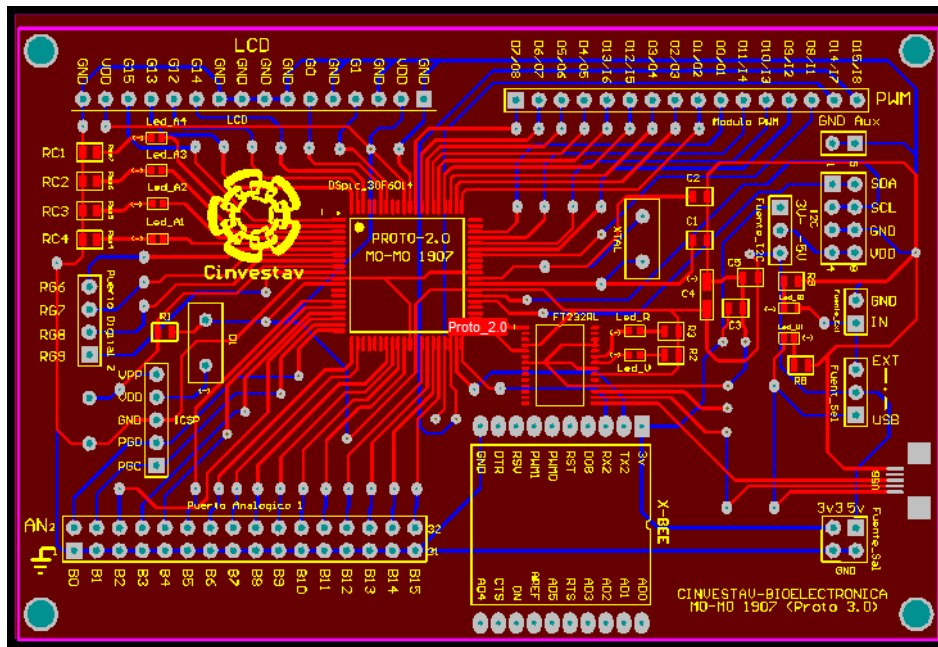


Figura 34 PCB del módulo de comando

A.3 Carta de consentimiento informado para pruebas


 <p>CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS DEL I.P.N. Guía Operacional para la Evaluación Ética de los Proyectos de Investigación en Seres Humanos</p>
FOLIO _____
CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO
<p>El que suscribe, Sr/Sra/Srita. _____, de _____ años de edad, declaro que autorizo y consiento voluntariamente en participar en el proyecto de investigación: “Desarrollo de un Sistema Ambulatorio para el Análisis de Movimiento de la Extremidad Superior”, el cual se lleva a cabo bajo la supervisión del Dr. Roberto Muñoz Guerrero. También declaro que he sido ampliamente informado en un lenguaje que entiendo claramente sobre el objetivo de este estudio: Determinar la trayectoria de movimiento de la extremidad superior: hombro, codo y muñeca; por medio de una micro-unidad de procesamiento de análisis de movimiento.</p> <p>Mi participación consiste en permitir el registro de los movimientos de la articulación del hombro, codo y muñeca a través de unos sensores que serán colocados en mi tórax, brazo, antebrazo y mano, sujetos con cinta elástica (material no tóxico o agresivo). También, he sido ampliamente informado sobre los beneficios y riesgos que representa participar en este estudio. Como principal beneficio para la sociedad es que se obtendrá un instrumento que permita el monitoreo, reproducción y seguimiento de la extremidad superior, abriendo oportunidades para ser utilizado en rehabilitación, diagnóstico clínico e investigación, así como para el desarrollo de sistemas ambulatorios, prótesis y ortesis. Asimismo, recibiré, si lo solicito, reportes por escrito de los resultados que se me practiquen, los cuales pueden ser útiles para mi expediente clínico, como son: desplazamientos angulares de la articulación del hombro, codo y muñeca.</p> <p>Se me ha informado y acepto los riesgos a que me someteré al participar en el estudio, los cuales son clasificados como mínimos, considerando que pudiera sentir fatiga o adormecimiento leve del brazo. Se me ha informado que durante todo el curso del trabajo seré tratado con decoro, dignidad y discreción. Asimismo, todos los estudios correspondientes al trabajo de investigación serán gratuitos y en el remoto caso de sufrir algún daño resultado de los procedimientos empleados en el estudio, la atención profesional para su resolución será gestionada sin costo.</p> <p>Se me ha notificado que la información que se obtenga será confidencial y que será empleada sólo para los fines de la investigación y que tengo el derecho de retirarme del estudio cuando así lo decida, sin ser sujeto a alguna medida de presión.</p> <p>Ciudad de México, a _____ del mes de _____ de 20 .</p> <p style="text-align: center;">_____ Sr/Sra/Srita</p> <p style="text-align: right;">_____ Lauro Armando Contreras Rodríguez Investigador Responsable</p>

Figura 35 Carta de consentimiento informado utilizada para las pruebas

A.4 Artículo publicado



**Centro de Investigación y de Estudios Avanzados
del Instituto Politécnico Nacional**



The Organizing Committee of the 2017 14th International Conference on Electrical
Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE 2017)
awards the present

RECOGNITION TO:

*Lauro Armando Contreras Rodríguez, Roberto Muñoz Guerrero and José
Antonio Barraza Madrigal*

For the presentation of the paper entitled:

*Algorithm for Estimating the Orientation of an Object in 3D Space,
Through the Optimal Fusion of Gyroscope and Accelerometer Information*



Mexico City, Mexico
September 20-22, 2017



Dr. Wen Yu Liu
Co-Chair of CCE 2017



Dr. Gerardo Silva Navarro
Co-Chair of CCE 2017



Algorithm for Estimating the Orientation of an Object in 3D Space, Through the Optimal Fusion of Gyroscope and Accelerometer Information.

Contreras-Rodríguez L.A.¹ Muñoz-Guerrero R.¹ Barraza-Madrígal J.A.²

¹Departamento de ingeniería eléctrica, Bioelectrónica, CINVESTAV-IPN Ciudad de México, México

² Departamento de formación básica, Academia de física, ESIQIE-Instituto Politécnico Nacional, Ciudad de México, México
e-mail: jabaraza@ipn.mx

Abstract— Two suitable coordinate systems overlapping at the origin were established to estimate orientation by computing the spatial relationship between them. An Inertial Measurement Unit sensor (IMU), consisting of a tri-axial gyroscope and tri-axial accelerometer was used to define reference systems. This work describes an algorithm to estimate the orientation of an object in 3D space through the optimal fusion of gyroscope and accelerometer information. A tri-axial gyroscope was used as a main source of information for assessing orientation during movement. On the other hand, a tri-axial accelerometer was used to compensate drifting deviation on gyroscope measurements. Orientation estimation was performed by using a Direct Cosine Matrix (DCM) as a combination of three consecutive rotations through one of each main axis to the coordinate systems. Rotation matrices also expressed as approximations rather than identities were used to improve orientation computed through DCM. Three different algorithms were proposed to estimate orientation. For assessing differences between them, two different studies were realized: 1.- analysis of behavior in both static position of the sensor and during moving, 2.- estimation of the orientation of the sensor by representing the orientation of an object through a virtual model. The developed algorithm opens opportunities to be used in the evaluation of human body joints.

Keywords—Accelerometer, Director Cosine Matrix, Degrees Of Freedom, Gyroscope, IMU

I. INTRODUCTION

The orientation of an object in 3D space is defined by 3 degrees of freedom (DOF) or 3 components linearly independent. Hence, it is possible to describe both position and orientation of an object through assigning a new coordinate system and studying the existent spatial relationship between them. This relationship is given by both position and orientation of the system associated to the object respect to a reference system. However, assuming both systems overlapping at the origin, it is said that there is no change of position between them [1].

The orientation of an object can be described by three consecutive rotations, whose order is important due rotations into a 3D space are not commutative [2]. There are several ways to describe translational and rotational relationship by establishing systematically a coordinate system like *Euler angles*, *yaw pitch*, *roll* and *rotation matrix* [3]

An Inertial Measurement Unit (IMU) consists of gyroscopes and accelerometers enabling the tracking of rotational and translational movements. To measure in three dimensions, tri-axial sensors consisting of 3 mutually orthogonal sensitive axes are required. An IMU, by itself, can measure an attitude relative

to the direction of gravity which is sufficient for many applications [4] [5] [6]. On the other hand, a gyroscope measures angular velocity which, if initial conditions are known, information may be integrated over the time to compute the sensor's orientation [7] [8]. However, the integration of gyroscope measurement errors leads to an accumulating error in the calculated orientation. Therefore, gyroscopes by themselves are not able to provide an absolute measurement of orientation. An accelerometer measures earth's gravitational and provides an absolute reference orientation. Nonetheless, they are likely to be subject to high levels of noise where accelerations due to motion affect measured direction of gravity. Hence, to compute a single estimate of orientation through the optimal fusion of gyroscope and accelerometer measurements is needed [9] [10].

A direction cosine matrix (DCM) transforms the coordinates of a vector from one frame to another [11] [12]. Since the coordinates of a vector are dependent on the frame that is represented in, then an arbitrary vector can be represented in the rotation frame. Although DCM elements are the direction cosines of the principal axes of one frame to another. To construct DCM only from direction cosines is not only unattractive, but also inconvenient. The main reason is that the orthogonality property is lost, and with it the length and orientation of the transformed vector. To preserve this property a rotation matrix can be used to construct DCM. That is to find the angle of rotation and the axis around which the moving frame has rotated. Two very closely related methods fall under this category; the combination of rotation matrices and Euler angles.

The aim of this project is to estimate the orientation of an object in 3D space through a DCM matrix, by using an IMU. Consequently, it was determined the methodology to fuse together the separate sensor data into a single optimal estimate orientation.

II. METHODOLOGY

A. Sensors

A 10-DOF (Degrees of Freedom) Magnetic, Angular Rate, and Gravity (MARG) module, GY-87, was used by its Inertial measurement unit sensor (IMU), *Invensense MPU6050*, consisting of a tri-axial gyroscope and a tri-axial accelerometer was used to estimate the orientation of an object in 3D space. Gyroscope angular rate (ω) was used as a main source of information establishing a coordinate reference system attached to an object (C_{obj}) for assessing orientation during movement. On the other hand, accelerometer output (λ) was used to compensate drifting deviation by establishing a coordinate

reference system located at some point on earth but no attached to it, (C_{Ref}).

B. Data acquisition

A 16-bit Digital Signal Controller Microchip (*Dspic30F6014A*) was used to compute orientation. Communication between *Dspic* and *IMU* was established through Inter-Integrated Circuit (*I²C*) serial interface protocol at standard operating frequency (100 Kbit/s). Full-scale range of gyroscope information ($\pm 250^\circ/sec$) and full-scale range of accelerometer information ($\pm 2g-1$ kHz). The estimated orientation was visualized in MATLAB R2013a through a developed virtual model. Communication between *Dspic* and PC (*Matlab 2013a*) was performed by using a USB UART interface Integrated Circuit Device (*Ft232RL*), any synchronization problem was not found.

C. Orientation estimation

To transform vectors from one coordinate system to another a *Direct Cosine Matrix* (DCM) was used, in which elements are the direction cosines of the principal axes. This DCM was performed by combining three consecutive rotations through one of each main axis to the evaluated system by using rotation matrices, as in Ec. (1).

$$\begin{bmatrix} C(\theta)C(\phi) & -S(\theta)C(\alpha) + C(\theta)S(\phi)S(\alpha) & S(\theta)S(\alpha) + C(\theta)S(\phi)C(\alpha) \\ S(\theta)C(\phi) & C(\theta)C(\alpha) + S(\theta)S(\phi)S(\alpha) & -C(\theta)S(\alpha) + S(\theta)S(\phi)C(\alpha) \\ -S(\phi) & C(\phi)S(\alpha) & C(\phi)C(\alpha) \end{bmatrix} \quad (1)$$

Where $C=\cos$ and $S=\sin$, while α , ϕ and θ represents roll, pitch and yaw rotation angles through x , y and z axes of the coordinate systems.

However, it is worth noting that if the rate of rotation movement of an object (σ) given by α , ϕ and θ are small enough, e.g. $\sin^2(\sigma) \approx 0$, $\cos(\sigma) \approx 1$. *DCM* elements can be expressed as approximations rather than identities, improving orientation computing as shown in Ec. (2), [13].

$$\begin{aligned} \cos(\sigma) &\approx 1 \\ \sin(\sigma) * \sin(\sigma) &\approx 0 \quad \text{Assuming} \begin{cases} \sin(\alpha) \approx \alpha \\ \sin(\phi) \approx \phi \\ \sin(\theta) \approx \theta \end{cases} \end{aligned} \quad (2)$$

$$DCM = \begin{bmatrix} 1 & -S(\theta) & S(\phi) \\ S(\theta) & 1 & -S(\alpha) \\ -S(\phi) & S(\alpha) & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & -\theta & \phi \\ \theta & 1 & -\alpha \\ -\phi & \alpha & 1 \end{bmatrix}$$

The numerical errors (ϵ) inherent to the approximations will gradually reduce orthogonality between the rotation axes to the coordinate systems; nonetheless these differences can be estimated through the scalar product between coordinate systems Ec. (3) and corrected by rotating error axis in the opposite direction Ec. (4).

$$DCM = \begin{bmatrix} 1 & -\theta & \phi \\ \theta & 1 & -\alpha \\ -\phi & \alpha & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{xx} & r_{xy} & r_{xz} \\ r_{yx} & r_{yy} & r_{yz} \\ r_{zx} & r_{zy} & r_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$[\epsilon_x, \epsilon_y, \epsilon_z] = [r_{xx}, r_{xy}, r_{xz}] \begin{bmatrix} r_{yx} \\ r_{yy} \\ r_{yz} \end{bmatrix} = X * Y^T$$

$$[X', Y', Z'] = \left[X - \frac{[\epsilon_x, \epsilon_y, \epsilon_z]}{2} Y, Y - \frac{[\epsilon_x, \epsilon_y, \epsilon_z]}{2} X, (X') \times (Y') \right] \quad (4)$$

Where X' , Y' and Z' are the orthogonal vectors of each axis, while X_{norm} , Y_{norm} and Z_{norm} are the normalized vectors used to conform and improved *DCM* Ec. (5).

$$DCM = \begin{bmatrix} X_{norm} \\ Y_{norm} \\ Z_{norm} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X' & Y' & Z' \\ |X'| & |Y'| & |Z'| \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} 1 & -\theta & \phi \\ \theta & 1 & -\alpha \\ -\phi & \alpha & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

D. Estimating orientation from gyroscope information

Coordinate system C_{obj} is defined by the tri-axial gyroscope and each point along each gyroscope axis (G_x, G_y, G_z). Consequently, gyroscope output ($\omega_x, \omega_y, \omega_z$) of each axis was used to compute a single estimation of gyroscope orientation (σ_G) by relating the time rate of change (Δt) in the orientation of the object to its rotation rate as shown in Ec. (6).

$$\sigma_G = \omega * \Delta t \quad (6)$$

Where $\Delta t = 0.0017$ s, based on the response of gyroscope information over the time.

It is noted that σ_G can be used to estimate the rate of rotation movement to an object through *DCM* integration Ec. (7).

$$DCM = DCM_{t-1} * DCM_t \quad (7)$$

However, integration of gyroscope measurement errors will lead to accumulating offset and gyro drift in *DCM* elements.

E. Offset and drifting estimation

Offset compensation was corrected before estimate orientation by computing gyroscope offset ω_{off} Ec. (8) and subtracted from ω as in Ec. (9).

$$\omega_{off} = \frac{\sum_{n=0}^n \omega}{n} \quad (8)$$

$$\omega = \omega - \omega_{off} \quad (9)$$

Where $n = 1000$ samples

On the other hand, drifting compensation was realized by relating C_{Ref} to a local level coordinate system λ , being ($\lambda_x, \lambda_y, \lambda_z$) accelerometer information referred to each axis of C_{obj} . Accordingly, λ was used to assess the drifting deviation assuming that the direction of gravity (\hat{g}) is coincident with z axis $[0,0,g]$ of the inertial frame C_{ref} . Therefore, by computing the cross product between an inertial direction vector (\hat{v}) as the best estimation of λ Ec. (10) and a gravity vector (\hat{v}) estimated from the relationship between \hat{g} and *DCM*, Ec. (11), a rotational correction vector ($\hat{\mu}$) was estimated Ec. (12).

$$\hat{v} = \frac{\lambda}{|\lambda|} \quad (10)$$

$$\hat{v} = \hat{g} * DCM_{G_t} \quad (11)$$

$$\hat{\mu} = \hat{v} \times \hat{v} \quad (12)$$

F. Data integration

Conventionally, drifting deviation in applications under low levels of noise is performed by feeding back μ to σ_G to obtain a corrected orientation vector σ_c as in Ec. (13).

$$\sigma_c = \sigma_G + \hat{\mu} \quad (13)$$

However, σ_c could be subject to high levels of noise due the accelerations during movements. Therefore, a *Proportional*

Integral Feedback Controller (PI) was implemented for updating σ_G . In this process μ is multiplied by a weight W_μ and fed to a PI controller (μ_c), Ec. (14) to be added to σ_G forcing coordinate systems C_{Obj} and C_{Ref} to converge and, in this way, removing drift Ec. (15).

$$\begin{aligned}\mu_c &= K_p f(W_\mu * \mu) + K_i \int_0^t f(W_\mu * \mu) dt & (14) \\ \sigma &= \sigma_G + \mu_c & (15)\end{aligned}$$

$W_\mu = 0.5$, $K_p = 0.15$ and $K_i = 0.002$ were established as the optimal conditions to estimate orientation from both gyroscope and accelerometer information, based on “the good gain method” [14]. Note that between σ and σ_c there is a straightforward relationship since σ corresponds to the corrected orientation of gyroscope σ_G . Consequently $\sigma_G = \sigma$ to estimate the rate of rotation movement through *DCM*.

III. RESULTS AND DISCUSSION

A. Proposed methods

Three different algorithms were proposed in order to estimate σ as σ_G considering a tri-axial gyroscope ω as a main source of information: 1.- estimation of σ_G by including ω_{off} in ω ; 2.- estimation of σ_G as σ_c by including both ω_{off} and μ computed from λ , without any reduction of noise; and 3.- estimation of σ_G as σ using a *PI feedback controller* in order to update σ_G removing drift and reducing noise. Fig. 1 shows a block diagram representation of each orientation estimation algorithm.

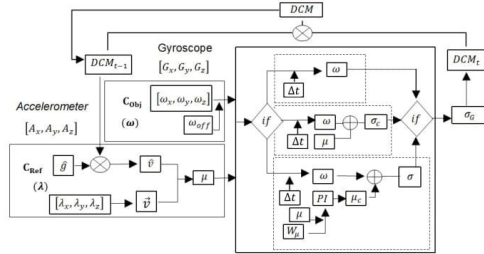


Figure 1. Block diagram representation of each orientation estimation algorithm; ω -orientation from a tri-axial gyroscope compensating offset deviation, σ_c - orientation by merging gyroscope and accelerometer information without any reduction of noise, σ -orientation by merging gyroscope and accelerometer information by using a PI feedback controller.

For assessing differences between the orientation estimation algorithms, two different studies were realized: 1.- analysis of behavior of the sensor in both static position and during moving and; 2.- Estimation of the orientation of the sensor by representing the orientation of an object through a virtual model.

B. Analysis in static position

For the analysis in static position the estimated orientation was represented as *Euler angles* computed from *DCM*, Ec. (16).

$$\begin{aligned}\alpha &= \text{atan2}(DCM_{23}, DCM_{33}) \\ \phi &= \text{asin}(DCM_{13}) \\ \theta &= \text{atan2}(DCM_{12}, DCM_{11})\end{aligned} \quad (16)$$

Five minutes of the obtained information were recorded allowing to compare the drift deviation on the static position of the sensor in ω , σ_c and σ for each axis, Fig.2.

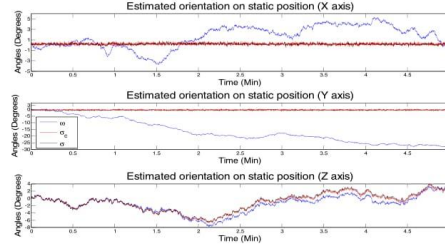


Figure 2. Analysis of behavior in static position for X, Y and Z axes: ω -behavior of a 3-axial gyroscope compensating offset deviation, σ_c - behavior of merging gyroscope and accelerometer information without any reduction of noise, σ -behavior of merging gyroscope and accelerometer information by using a PI feedback controller.

The degree of deviation between proposed algorithms was estimated by computing the coefficient of variation (C_v) of the obtained information (ρ) Ec. (17).

$$C_v = \frac{\text{std}(\rho)}{|\text{mean}(\rho)|} * 100 \quad (17)$$

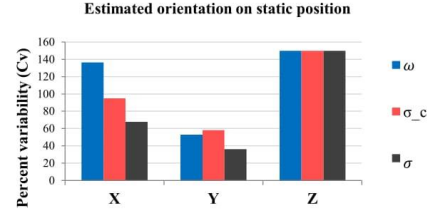


Figure 3. Coefficient of variation in static position.

Consequently, from Fig. 2 and Fig. 3, it can be verified that the integration of gyroscope measurement errors over the time leads to an accumulative drifting deviation even in static position. Besides, both σ_c and σ demonstrate that λ can be used to compensate drift deviation. Because, λ is defined by the acceleration of gravity, drift compensation can be realized only for X and Y axes, so an additional source of information such as magnetometer or GPS is needed to compensate drift deviation in Z axis.

Although, both σ_c and σ could be used to estimate orientation through a *DCM*, it can be observed that, even without any presence of movement, there is a considerable difference between noise at least on X and Y axes while Z axis keeps the same behavior either in ω , σ_G and σ .

C. Analysis during movement

For the analysis during movement five repetitions from 0 to 90 degrees, for each of the main axis of the module sensor were performed, comparing each method to estimate drifting deviation during movement. In order to assure repeatability, as well as to prevent mechanical errors during the assessment a graduated rotatory device, specifically designed for the assessment was used (the afore mentioned rotatory device can be observed in fig.5).

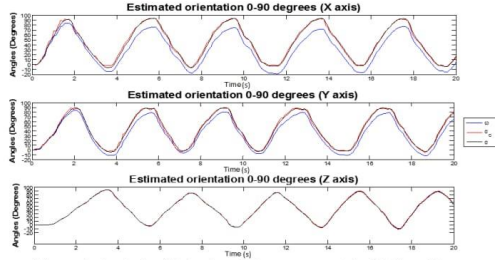


Figure 4. Analysis of behavior during movement for X, Y and Z axes.

From, Fig. 4, it can be observed that drift deviation leads to the loss of orientation during movement in ω , while σ_G and σ for X and Y axes do not, as it was assumed on the analysis of behavior in static position. Despite, an additional source of information is needed to compensate Z axis, neither ω , σ_G or σ demonstrate drift deviation during movement evaluation at least on this axis.

D. Orientation of an object in 3D space.

To transform coordinates between reference systems C_{Obj} and C_{Ref} on 3D space, DCM was conformed from σ_G instead of only Euler angles because of its singularity-free orientation representation. Considering that both position and orientation of an object in 3D space are usually represented by a coordinate triplet, the orientation of an object in 3D space can be referred to a V_{xyz} vector. Consequently, transformation between coordinate systems will be determined as in Ec. (18).

$$V_{xyz} = V_{xyz_{t-1}} * DCM \quad (18)$$

Accordingly, V_{xyz} will define the orientation of an object in 3D space based on the sensors orientation represented through a virtual model while performing a trajectory between 0 to 45 degrees. As shown in Fig. 5.

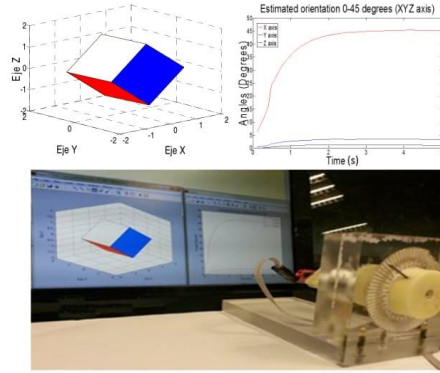


Figure 5. Representation of the orientation of an object in 3D space through a virtual environment.

E. Discussion

Comparing the results obtained with those of [15], [16], the use of DCM is an alternative way to estimate the position and orientation of an object in 3D space through the fusion of gyroscope and accelerometer information. Besides, in the future, the proposed algorithm is attempted to be used for the analysis of the upper limb behavior (shoulder, elbow and wrist).

IV. CONCLUSION

Gyroscopes by themselves cannot be used to provide an absolute measurement of orientation. The main reason is that the integration of measurement errors, in the estimated orientation, leads to both an accumulated offset and gyro drift causing loss of orientation over the time. Experimental results demonstrate that the fusion of gyroscope and accelerometer information, by integrating accelerometer data in gyroscope estimated orientation, can be used to compensate offset and gyro drift. The optimal fusion of this integration was achieved by using a PI controller to feedback accelerometer information into gyroscope estimated orientation removing drift and reducing noise.

The proposed algorithm can be used in applications related with the human motion analysis, such as: the evaluation of the range of movements of the body joints, gait analysis, upper limb motion, etc.

ACKNOWLEDGMENT

Authors thank to the Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT, México), for the scholarship granted to Contreras-Rodríguez L.A. by the support of this research.

REFERENCES

- [1] B. Antonio, Fundamentos de robótica, McGraw Hill, 1997, pp. 49-92.
- [2] W. Premerlani and B. Paul, Direction Cosine Matrix: Theory, 17 May 2009, pp. 8,9,18.

- [3] K.S. Fu, R. C Gonzales and S. Lee, *Robotica, Control detection, visión e inteligencia.*, Segunda edición ed., McGraw Hill, p. 37.
- [4] K. Hong, «Fuzzy logic based closed-loop strapdown attitude system for unmanned aerial vehicle (uav).» *Sensors and Actuators*, vol. 2, n° 107, pp. 109-118, 2003.
- [5] B. Barshan and H. Durrant Whyte, «Inertial navigation systems for mobile robots», *Robotics and Automation, IEEE Transactions*, Jun 11 1995.
- [6] J. Luige Henk y H. Peter, «Inclination measurement of human movement using a 3-d accelerometer with autocalibration.» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 1, n° 12, March 2004.
- [7] J. Bortz, «A new mathematical formulation for strapdown inertial navigation.» *Aerospace and Electronic Systems, IEEE Transactions*, vol. 7, n° 1.
- [8] M. Ignangni, «Optimal strapdown attitude integration algorithms.» In *guidance, Control, and Dynamics*, pp. 363-369, 1990.
- [9] S. O. Madgwick, A. J. Harrison y R. Vaidyanathan, «Estimation of IMU and Marg orientation using a gradient descent algorithm.» from *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Rehab week Zurich, Switzerland*, July 2011.
- [10] S. O.H Madgwick, «An efficient orientation filter for inertial/magnetic sensors arrays. Technical report,» *ETH Science City, Switzerland*, April 30,2010.
- [11] H. Schneider and G. Barker, «*Matrices and Linear Algebra*,» Holt Rinehart and Winston Inc., New york, 1968.
- [12] C. Cullen, *Matrices and Linear Transformations*, Addison-Wesley Co., Reading, M A, 1972.
- [13] E. Bekir, «*Introduccion to Modern Navigation Systems*,» World Scientific Co. Pte, Ltd, 2007, pp. 25,29,30,35.
- [14] Haugen F . The good gain method for simple experimental tuning of PI con- trollers. *Modeling, Identification and Control* 2012;33(4):141 .
- [15] Barraza-Madriral J.A et al. «Instantaneous position and orientation of the body segments as an arbitrary object in 3D space by merging gyroscope and accelerometer information». *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica* · vol 35 · no 3 · December, 2014
- [16] J.A. Barraza Madriral et al., Evaluation of suitability of a micro-processing unit of motion analysis for upper limb tracking, *Medical Engineering and Physics* (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.04.011>